

Konzeptentwicklung und Parameteridentifikation eines biomechanischen Modells der Stumpf-Schaft-Schnittstelle von Beinprothesen

Concept Development and Parameter Identification of a Biomechanical Model of the Stump-Socket Interface in Lower Limb Prostheses

Ausarbeitung zur Masterarbeit von Veronika Noll

Betreuer: Dipl.-Ing. Janis Wojtusch, Dipl.-Ing. Jochen Schuy und Dipl. Sportwiss. Dario Tokur

Bearbeitungszeitraum: 05. Februar 2014 - 05. August 2014

Technische Universität Darmstadt



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DARMSTADT





Konzeptentwicklung und Parameteridentifikation eines biomechanischen Modells der Stumpf-Schaft- Schnittstelle von Beinprothesen

Master Thesis

Für Frau Veronika Noll

*Concept development and parameter identification of a biomechanical model of the stump-socket
interface in lower limb prostheses*

In den vergangenen zwei Jahrzehnten haben mechatronische Lösungen die Funktionalitäten und Eigenschaften von Beinprothesen deutlich verbessert. Dennoch hat die Stumpf-Schaft-Schnittstelle als Bindeglied zwischen Mensch und technischem System einen großen Einfluss auf die Zufriedenheit des Nutzers und dessen Mobilität. Neben Schmerzen, die durch den Kontakt mit der Schnittstelle auftretenden, kann bei schlechter Passung auch das angrenzende Gewebe beschädigt werden. Zur Untersuchung der biomechanischen Wechselwirkungen werden Teilmodelle des Stumpfs, des Schafts und ein Interaktionsmodell benötigt. Diese bieten neben dem biomechanischen Erkenntnisgewinn auch die Möglichkeit, die Herstellung von Schaftsystemen entsprechend der individuellen Belastung zu optimieren.

Im Rahmen dieser Arbeit soll ein biomechanisches Modell der Stumpf-Schaft-Schnittstelle von Beinprothesen in der Sagittalebene entwickelt werden. Dazu soll zunächst der aktuelle Stand der Forschung und Technik recherchiert und aufgearbeitet werden. Zu Erhebung eines Referenzdatensatzes mit relevanten Informationen zur Stumpf-Schaft-Interaktion ist eine Messung mit einer unterschenkelamputierten Testperson vorzubereiten und durchzuführen. Anhand des Referenzdatensatzes und Informationen aus der Literatur soll das Konzept und die Struktur des biomechanischen Modells entwickelt und die Modellparameter identifiziert werden. Abschließend ist das entwickelte biomechanische Modell durch Vergleich von Simulationsergebnissen und Messwerten zu evaluieren.

Aufgaben:

- Aufarbeitung des Stands der Technik
- Experimentelle Messung von Referenzdaten
- Entwicklung eines Modellkonzepts und einer Modellstruktur
- Identifikation und Evaluierung der Modellparameter

Beginn der Arbeit: 01.02.2014

Betreuer: Janis Wojtusich (SIM), Dario Tokur (IFS), Jochen Schuy (IMS)



Erklärung

Hiermit versichere ich, das vorliegende Dokument zur Masterarbeit ohne Hilfe Dritter nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die den Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht worden. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Ort, Datum

Unterschrift (Veronika Noll)

Ich bin damit einverstanden, dass das Urheberrecht an meiner Arbeit zu wissenschaftlichen Zwecken genutzt werden kann.

Ort, Datum

Unterschrift (Veronika Noll)

Kurzfassung

Im Rahmen dieser Masterarbeit wird ein biomechanisches Modell zur Abbildung der Interaktion der Stumpf-Schaft-Schnittstelle von Beinprothesen in der Sagittalebene entwickelt. Dabei wird ein experimenteller Modellierungsansatz verfolgt. Durch die Erhebung von Referenzdaten und deren Auswertung wird das charakterisierende Übertragungsverhalten der Schnittstelle ermittelt. Dabei werden als Prozessgrößen sowohl die Belastungen am distalen Schaftende als auch die daraus resultierende Relativbewegung zwischen Beinstumpf und Prothesenschaft betrachtet. Die auftretenden Belastungen werden mit Hilfe eines Messadapters erfasst, der in den Prothesenaufbau integriert werden kann. Zur Ermittlung der Relativbewegung wird das optische Messverfahren des markerbasierten Trackings verwendet.

Zu der Modellierung der Schnittstelle in der Sagittalebene gehören drei Freiheitsgrade: Zwei Translationen und eine Rotation. Für den Kraftverlauf in Beinachsenrichtung werden in der Standphase die typischen Verläufe mit zwei Belastungsmaxima, resultierend aus der Auftritts- und Abstoßenergie, ermittelt. Dementsprechend sinkt der Stumpf bis zu 5 mm tiefer in den Schaft hinein. Auch in Laufrichtung lassen sich Relativbewegungen von bis zu 6 mm registrieren. Die ermittelten Werte der Relativverdrehung liegen mit 2° im Bereich des Messrauschens, sodass für diesen Freiheitsgrad kein Modell entwickelt wird.

Unter Berücksichtigung existierender rheologischer Topologien werden Modellkonzepte zur Abbildung des Interaktionsverhaltens der Stumpf-Schaft-Schnittstelle aufgestellt. Mittels der Referenzdaten werden Parameteridentifikationen durchgeführt und die Modelle hinsichtlich ihrer Güte bewertet. Auf diese Weise erfolgt die Identifikation passender Modellstrukturen. Aufgrund der unterschiedlichen Korrelationskoeffizienten der Prozesssignale und deren Ableitungen ergeben sich für die Freiheitsgrade Modelle unterschiedlicher Güte, die abschließend hinsichtlich ihrer Robustheit gegenüber verschiedenen Einflussfaktoren evaluiert werden.

Abstract

This thesis develops a biomechanical model which simulates the interaction of the stump-socket interface of a lower limb prostheses in the sagittal plane. The approach used follows the idea of experimental modelling. Collecting and evaluating reference data determines the transmission characteristics of the interface. The process variables considered are both the loads at the distal end of the sockets and the resulting relative movement between the residual limb and the prosthetic socket. The loads which occur are recorded by means of a measurement adapter which can be integrated into the prosthetic structure without disturbing its alignment. The relative movement between stump and socket is calculated by analyzing the data collected by motion capturing.

The modelling of the interaction in the sagittal plane at the stump-socket interface considers three degrees of freedom, two translations and one rotation. The force pattern in proximo-distal direction (axis through ankle and knee) shows the typical curve expected for vertical ground reaction force with two maxima, resulting from the impact and repulsion energy. As would be expected, the stump sinks up to 5 mm deeper into the socket. In the anterior-posterior direction, relative movements of up to 6 mm were registered. The values determined for the relative rotation are within normal measurement tolerance (2°), thus no model for the rotational degree of freedom was developed.

Taking into account existing topologies of rheological models, conceptual models are created which simulate the interaction of the stump-socket interface. Parameter identifications are performed using the reference data and the different models are qualitatively evaluated. Due to the particular correlation-coefficients of the process signals (and their derivatives), the calculated models differ qualitatively. Finally, the robustness of the calculated models, and their parameters, are assessed in juxtaposition to various influencing factors.

Inhaltsverzeichnis

Aufgabenstellung	i
Erklärung	iii
Kurzfassung	iv
Inhaltsverzeichnis	vii
Abbildungen	xi
Tabellen	xiii
Nomenklatur	xv
1. Einleitung	1
2. Physiologie des Menschen und Kurzeinführung in die Beinprothetik	3
2.1. Medizinische Fachbegriffe	3
2.1.1. Anatomie	4
2.2. Das menschliche Gangbild und die Ganganalyse	4
2.2.1. Verschiedene Gangphasen	4
2.2.2. Instrumentierte Ganganalyse	5
2.3. Kurzeinführung in die Beinprothetik	7
2.3.1. Prothesenaufbau	7
2.3.2. Die Mensch-Maschine-Schnittstelle	7
3. Stand der Technik	9
3.1. Biomechanische Modelle	9
3.1.1. <i>Template</i> - und <i>Anchor</i> -Modelle	9
3.1.2. Berücksichtigung von Weichgewebe	10
3.2. Stumpf-Schaft-Schnittstelle	10
3.2.1. Transtibiale Schaftsysteme und deren traditionelle Herstellung	11
3.2.2. Integriertes FEA-CAM Verfahren zur Schaftherstellung	13
3.2.3. Betrachtung der Interaktion	14
4. Vorstellung der Methodik und der theoretischen Grundlagen dieser Arbeit	23
4.1. Modellierungsansätze	23
4.2. Allgemeine Methodik der Systemidentifikation	24
4.2.1. Identifikationsmethode	25
4.3. Anwendung der Methodik auf die Problemstellung	26
4.3.1. Definition der System- und Modellgrenzen	26
4.3.2. Benötigte Referenzdatensätze	27
4.3.3. Parameteridentifikation	27
4.3.4. Modellstruktur	27

5. Erhebung von Referenzdaten	29
5.1. Ethische Richtlinien	29
5.2. Ein geeigneter Proband für die Erhebung des Referenzdatensatzes	29
5.2.1. Anforderungen an den Probanden	29
5.2.2. Vorstellung des Probanden	30
5.3. Der Messaufbau	31
5.3.1. Kurzvorstellung der Messerfassungssysteme	31
5.3.2. Markerpositionierung	32
5.4. Messszenarien	36
5.4.1. Ermittlung der drei Gehgeschwindigkeiten	36
5.4.2. Ablauf einer Messung	37
6. Auswertung der Referenzdaten und Rückschlüsse für die Modellierung	39
6.1. Erste Entscheidungen bezüglich der Modellierung	39
6.2. Messdatenübersicht	40
6.3. Auswertung der Versuchsreihen	40
6.3.1. Zweidimensionale Messdatenauswertung durch Projektion	40
6.3.2. Anpassung der Abstraten	41
6.3.3. Isolierung des relevanten Datenbereichs	41
6.3.4. Isolierung der Einzelschritte und Anpassung der Datensatzlänge	42
6.3.5. Koordinatentransformation	42
6.3.6. Berechnung der Relativbewegung	45
6.4. Fehlerabschätzung	47
6.4.1. Analyse der Relativbewegung zwischen den beiden Stumpfmarkern in ap-Richtung	47
6.4.2. Analyse der Relativbewegung zwischen den beiden Stumpfmarkern in pd-Richtung	48
6.5. Zwischenfazit	49
6.6. Ergebnisse der Referenzdatenauswertung	50
6.6.1. Belastung und Relativbewegung in proximo-distaler Richtung	50
6.6.2. Belastung und Relativbewegung in anterior-posterior Richtung	50
6.6.3. Belastung und Relativbewegung um medio-laterale Richtung	52
7. Modellentwicklung	53
7.1. Entwicklung von Modellstrukturen	53
7.1.1. Einzelelemente	53
7.1.2. Gängige Topologien	54
7.1.3. Kennlinienvariationen	55
7.1.4. Methodik der Modellentwicklung	56
7.2. Entwicklung entkoppelter eindimensionaler Modelle zur Abbildung der Schnittstelleninteraktion	58
7.2.1. Modell in pd-Achsenrichtung	58
7.2.2. Modell in ap-Achsenrichtung	64
7.3. Gekoppeltes Modell zur Abbildung der Schnittstelleninteraktion in der Sagittalebene	67
7.3.1. Kopplung der Freiheitsgrade	67
7.3.2. Betrachtete Modellstrukturen	67
7.3.3. Vergleich der Modellvarianten	69
7.4. Zusammenfassung der Modellentwicklung	70
8. Bewertung der entwickelten Modelle	71
8.1. Evaluierung der Modelle	71
8.2. Vergleich der Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit	72

8.3. Bewertung der Robustheit der Modelle	74
8.3.1. Modell der pd-Achsenrichtung	74
8.3.2. Modell der ap-Achsenrichtung	76
8.3.3. Gekoppeltes zweidimensionales Modell der Sagittalebene	77
9. Zusammenfassung	83
10. Fazit und Ausblick	85
Literaturverzeichnis	I
A. Anhang	VII
A.1. Erhebung von Referenzdaten	VII
A.1.1. Berechnungen zur Mindestabmessung der Langlöcher im Testschaft	VII
A.1.2. Erläuterungen zur Ermittlung der GRF am Laufband der TU Darmstadt	VIII
A.2. Auswertung der Referenzdaten und Rückschlüsse für die Modellierung	IX
A.3. Modellentwicklung	X
A.3.1. Proximo-distale Achsenrichtung	X
A.3.2. Anterior-posteriore Achsenrichtung	XIII
A.3.3. Gekoppeltes Modell der Sagittalebene	XV
A.4. Modellevaluierung	XVII
A.4.1. Datensätze zur Identifikation und Evaluierung	XVII
A.4.2. Vergleich der Vorfaktoren der Differentialgleichung	XVIII
A.4.3. Korrelation der Prozesssignale in Abhängigkeit des Kopplungswinkels	XVIII
A.5. Inhalt des digitalen Anhangs	XIX



Abbildungsverzeichnis

2.1. Bezeichnung der Körperebenen in der Medizin [63]	3
2.2. Darstellung des linken menschlichen Beins, Bild aus [9]	4
2.3. Benennung der verschiedenen Gangphasen eines Gangzyklus (graues Bein) [63]	5
2.4. Modularer Prothesenaufbau mit Benennung der Einzelkomponenten, Bild aus [8]	7
2.5. Bildliche Darstellung der auftretenden Belastungen und Relativbewegungen an der Stumpf-Schaft-Schnittstelle, Bild aus [46]	8
3.1. Biomechanische Modelle verschiedener Abstraktionsstufen, Bildzusammensetzung aus [48]	9
3.2. Zwei Schaftdesigns im Vergleich: PTB-Schaft (links) und Hydrostatikschaff (rechts) für denselben Probanden [20]	11
3.3. Erfassung der Stumpfkontur mittels des PCAST-Systems [20]	12
3.4. Digitalisierung der Stumpfgeometrie und -zusammensetzung [10]	13
3.5. Detektierte Relativbewegung des distalen Tibiaendes zur Außenwand des PTB-Schafts von sieben Probanden in den verschiedenen Gangzyklusphasen: proximo-distale (links), sowie anterior-posteriore Richtung (rechts) [32]	16
3.6. Messpunkte zur Erfassung der Relativbewegung zwischen Haut und Schaftwand [11]	18
3.7. Alltagsschaft einer Testperson, der mit vier F-SOCKET™ Systems der Firma TEKSCAN ausgestattet wurde [15]	18
3.8. Testschaft einer Testperson, ausgestattet mit <i>diskreten Transducern</i> Außenansicht (links), sowie Innenansicht (rechts) [2]	19
4.1. Unterschiedliche Modellierungsansätze nach [27, S. 6]	23
4.2. Sagittalansicht der Stumpf-Schaft-Schnittstelle mit den definierten Systemgrenzen	26
5.1. Erfassung relevanter Messgrößen	31
5.2. Darstellung des Messadapters, proximal (links) und distal (rechts)	32
5.3. Positionierung des Standardmarkersatzes in den drei Körperebenen; Darstellung des Menschen aus [64]	33
5.4. Darstellung der Alltagsprothese inklusive Kosmetik des Probanden. Frontale- (links) und laterale (rechts) Ansicht	34
5.5. Testschaft mit Aussparungsabmessungen in mm	35
5.6. Markerpositionierung an der Stumpf-Schaft-Schnittstelle zur Erfassung der Relativbewegung	36
5.7. Geschwindigkeitsprofil des Laufbands	37
6.1. Gemessene Belastungen am distalen Schaftende über einen Gangzyklus	39
6.2. Maximal auftretender Projektionsfehler in der Standphase jedes Einzelschritts	41
6.3. Sagittalansicht der Stumpf-Schaft-Schnittstelle mit aufgespannten Referenzachsen	42
6.4. Orientierung der verschiedenen Referenzachsen - aus den Messdaten	43
6.5. Umrechnung der Belastungen von Adapterkoordinaten in Schaftkoordinaten	44
6.6. Zusammensetzung des im Stumpfmarker wirkenden Moments in ml-Richtung	45
6.7. Globale Orientierung der sagittalen Schaftachse (blau) und Stumpfachse (rot) über eine repräsentative Standphase	45
6.8. Visualisierung der Abstandsberechnung in ap-Richtung: Schaftachse (blau), Normalenvektor der Schaftachse \vec{n} sowie Stumpfachse (rot).	46

6.9. Relativbewegung zwischen den beiden Stumpfmarkern - ap-Richtung (links) und pd-Richtung (rechts)	47
6.10. Einfluss des Stumpfmarkerfehlers in ap-Richtung (links) auf ausgewertete Relativrotation der Schnittstelle (rechts)	48
6.11. Stumpfmarkerfehler in pd-Richtung (links) und dessen Ursache (rechts)	48
6.12. Wirkende Kraft und Vergleich der detektierten Relativbewegung der beiden Stumpfmarker in pd-Richtung	49
6.13. Ergebnisse der experimentellen Ermittlung von Systemeins- und Systemausgangsgröße in proximo-distaler Richtung	50
6.14. Ergebnisse der experimentellen Ermittlung von Systemeins- und Systemausgangsgröße in anterior-posteriorer Richtung	51
6.15. Zeitlicher Verlauf des CoP des resultierenden GRF-Vektors sowie des Körperschwerpunkts; modifiziert aus [63]	51
6.16. Ergebnisse der experimentellen Ermittlung von Systemeins- und Systemausgangsgröße um medio-laterale Richtung	52
7.1. Grundkörper der Rheologie: Newton-, bzw. Dämpferelement (links) und Hooke- bzw. Federelement (rechts)	53
7.2. Zusammenschaltung von Newton- und Hooke-Element zu Zwei-Parameter-Modellen . . .	54
7.3. Drei-Parameter-Modelle	55
7.4. Vier-Parameter-Modelle	55
7.5. Vergleich der Identifikations- und Evaluierungsschritte: Kräfte (links) und Relativbewegung in der Sagittalebene (rechts)	56
7.6. Verläufe der Mittelwerte der gemessenen Prozessgrößen in pd-Richtung	59
7.7. Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für die pd-Richtung basierend auf Topologie (A)	60
7.8. Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für die pd-Richtung basierend auf Topologie (C)	60
7.9. Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für die pd-Richtung basierend auf Topologie (G)	62
7.10. Vergleich der besten Varianten der drei Modelltopologien. Kraftsignal (links) und Differenz zwischen Modell und Messung (rechts)	63
7.11. Mechanisches Ersatzschaubild des entwickelten Modells zur Abbildung des Schnittstellenverhaltens in Beinachsenrichtung	63
7.12. Verläufe der Mittelwerte der gemessenen Prozessgrößen in ap-Richtung	64
7.13. Objektive Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten der ap-Richtung basierend auf Topologie (A)	65
7.14. Objektive Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für ap-Richtung basierend auf Topologie (C)	65
7.15. Objektive Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für ap-Richtung basierend auf Topologie (G)	66
7.16. Vergleich der besten Varianten der drei Modelltopologien. Kraftsignal (links) und Differenz zwischen Modell und Messung (rechts)	67
7.17. Kopplung der linear unabhängigen Richtungsmodelle	67
7.18. Verläufe der Mittelwerte der gemessenen Prozessgrößen	68
7.19. Beurteilung der verschiedenen Varianten des gekoppelten Modells der Sagittalebene . . .	69
7.20. Darstellung des besten Varianten für das gekoppelte Modell der Sagittalebene. Kraftsignal (links) und Differenz zwischen Modell und Messung (rechts)	69
8.1. Evaluierung der eindimensionalen Modell: pd- (links) und ap-Richtung (rechts)	71
8.2. Evaluierung des zweidimensionalen Modells	72

8.3. Mittelwerte der Evaluierungsdatensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeiten	73
8.4. Vergleich der Güte des pd-Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit	74
8.5. Mittelwerte der Ergebnisse der pd-Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten; langsam (links) und schnell (rechts).	75
8.6. Vergleich der Güte des ap-Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit	76
8.7. Mittelwerte der Ergebnisse der ap-Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten; langsam (links) und schnell (rechts)	77
8.8. Vergleich der Güte des gekoppelten Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit	78
8.9. Mittelwerte der Ergebnisse der gekoppelten Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten; langsam (links) und schnell (rechts).	79
8.10. Vergleich der Güte des gekoppelten Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Kopplungswinkel	80
8.11. Mittelwerte der Ergebnisse der gekoppelten Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Kopplungswinkel; $\alpha = 25^\circ$ (links) und $\alpha = 65^\circ$ (rechts).	81
8.12. Änderung der Signalkorrelationen in Abhängigkeit des Kopplungswinkels	81
A.1. Horizontale und vertikale GRF über Gangzyklus [63], sowie Anordnung der Kraftmessplatten	VIII
A.2. Auswertung der statischen Wartephase zur Ermittlung des Körpergewichts des Probanden .	IX
A.3. Zusammensetzung der 108 unterschiedlichen Modellvarianten von Topologie G	XII
A.4. Zusammensetzung der 243 unterschiedlichen Modellvarianten von Topologie G	XVI
A.5. Vergleich der Datensätze zur Identifikation und Evaluierung, langsame Gehgeschwindigkeit	XVII
A.6. Vergleich der Datensätze zur Identifikation und Evaluierung, schnelle Gehgeschwindigkeit	XVII



Tabellenverzeichnis

2.1. Richtungsbezeichnungen in der Medizin	4
2.2. Übersetzung der lateinischen Anatomiebegriffe ins Deutsche	4
3.1. Vor- und Nachteile der beiden Schaftdesigns (vgl. [30])	12
4.1. Zusammenstellung der Eigenschaften theoretischer und experimenteller Modellierungsansätze [27, S. 7]	24
5.1. Anforderungen an den Probanden	30
5.2. Zusammenstellung der Eigenschaften des Probanden	30
5.3. Aufzählung der einzelnen Marker	33
6.1. Übersicht über die einzelnen Messreihen	40
7.1. Ergebnis der Kreuzkorrelation der verschiedenen Prozesssignale in Beinachsenrichtung . . .	59
7.2. Betrachtete Nichtlinearitäten in pd-Richtung	59
7.3. Reduzierte Varianten der Parameterabhängigkeiten für Modelltopologie $(G)_{pd}$	61
7.4. Ergebnis der Kreuzkorrelation der verschiedenen Prozesssignale quer zur Beinachsenrichtung	64
7.5. Betrachtete Nichtlinearitäten in ap-Richtung	64
7.6. Ergebnisse der Kreuzkorrelation der verschiedenen Prozesssignale quer zur Beinachsenrichtung	68
7.7. Betrachtete Nichtlinearitäten gekoppeltes Modell	68
8.1. Kreuzkorrelation mit $\tau = 0$ zwischen Kraft- und den anderen Prozesssignalen	73
8.2. Identifizierte Parameter pd-Richtung	75
8.3. Identifizierte Parameter ap-Richtung	76
8.4. Identifizierte Parameter des gekoppelten Modells der Sagittalebene bei unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten	78
8.5. Identifizierte Parameter des gekoppelten Modells bei unterschiedlichen Kopplungswinkeln	80
A.1. Korrelation verschiedener Signalkombinationen von u_{pd} zu F_{pd}	X
A.2. Variantenvariation der Modelltopologie $(A)_{pd}$	X
A.3. Variantenvariation der Modelltopologie $(C)_{pd}$	XI
A.4. Korrelation verschiedener Signalkombinationen von u_{ap} bzw. \ddot{F}_{ap} zu F_{ap}	XIII
A.5. Variantenvariation der Modelltopologie $(A)_{ap}$	XIII
A.6. Variantenvariation der Modelltopologie $(C)_{ap}$	XIII
A.7. Variantenvariation der Modelltopologie $(G)_{ap}$	XIV
A.8. Korrelation verschiedener Signalkombinationen von u_K bzw. \ddot{F}_K zu F_K	XV
A.9. Vorfaktoren der einzelnen Bestandteile der Differentialgleichung der Modelle	XVIII
A.10. Ergebnisse der Kreuzkorrelation zwischen F_K und der anderen Prozesssignale der Datensätze normaler Gehgeschwindigkeit mit variablen Kopplungswinkel α	XVIII



Nomenklatur

Abkürzungen

ap	Anterior-posterior: Achse von der Körpervorderseite nach hinten – Laufrichtungsachse
CoM	Center of Mass: Körperschwerpunkt
CoP	Center of Pressure: Ursprung der Bodenreaktionskraftvektoren
CT	Computertomographie: Bildgebendes Verfahren aus der Medizintechnik
EMG	Elektromyografie: elektrophysiologische Methode zur Messung der Muskelaktivität
FEA-CAM .	Finite Element Analysis - Computer-aided manufacturing
FEM	Finite Elemente Methode: Numerisches Simulationsverfahren
GRF	Ground Reaction Force: Bodenreaktionskräfte
HC	Heel Contact: Zeitpunkt des Fersenkontakts im Gangzyklus
KOS	Koordinatensystem/e
IC	Initial Contact: Bedeutung analog zu HC
LS	Least-Square-Algorithmus
ml	Medio-lateral: Achse von der Körpermitte zur Außenseite – Querrichtungsachse
MRT	Magnetresonanztomographie: Bildgebendes Verfahren aus der Medizintechnik
MS	Mid-stance: Mittlere Standphase im Gangzyklus
pd	Proximo-distal: Achse entlang eines Gliedmaßen, von der Körpermitte und von dieser weg gerichtet – Beinrichtungsachse
PO	Push-off: Bedeutung analog zu TO
PTB	Patella tendon bearing socket: Unterschenkelstumpfsystem, bei dem die Lastübertragung maßgeblich von Patella Sehne übernommen wird
SP	Swing phase: Schwungphase im Gangzyklus
SXCT	Spiral Computertomographie: Bildgebendes Verfahren aus der Medizintechnik
TF	Transfemoral: Oberschenkelamputation
TO	Toe-off: Zeitpunkt der Zehenablösung im Gangzyklus
TT	Transtibial: Unterschenkelamputation

Griechische Symbole

α	Kopplungswinkel zwischen pd und ap-Achse	°
β	Winkel zwischen zwei Geraden	°
γ	Winkel zwischen Schaft- und Adapterachse	°
ϵ	Deformation	mm
μ	Haft-/ bzw. Reibungsbeiwert	—
ν	Querkontraktionszahl	—
θ	Einträge von Θ	—
ρ	Gütefunktional zur objektiven Beurteilung der Modelle	—
σ	Spannung	$\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$
Φ	Matrix der Systemeingangssignalabhängigkeiten LS	—
Θ	Parametervektor LS	—

Lateinische Symbole

d_i	Dämpfungsmaß des Dämpferelements i	$\frac{Ns}{mm}$
E	Elastizitätsmodul	$\frac{N}{mm}$
$E(\Theta)$...	quadrierter Gleichungsfehler (LS)	—
e	Fehler durch die Schätzung von Parametern (LS)	—
err_{Proj} .	Fehler durch 2D Projektion der Schaftachse	%
F	Gemessene Belastung der Schnittstelle	N
\hat{F}	Durch Modell geschätzte Belastung der Schnittstelle	N
F_N	Normalkraft	N
F_R	Haft-/ bzw. Reibkraft	N
F_{ap}	Belastung quer zur Schaftachsenrichtung (Sagittalebene)	N
F_{pd}	Belastung in Schaftachsenrichtung (Sagittalebene)	N
F_x	Belastung quer zur Adapterachsenrichtung (Sagittalebene)	N
F_y	Belastung in Adapterachsenrichtung (Sagittalebene)	N
h	Hebelarm zwischen Messadapter und Referenzmarker des distalen Stumpfes	mm
k_i	Steifigkeit des Federelements i	$\frac{N}{mm}$
l_{min}	Minimale Schaftlänge (Projektion)	mm
Δl	Änderung der projizierten Schaftlänge	mm
m	Steigung eines Vektors	—
M_{ml}	Belastung um ml-Achse im Stumpfmarker (Sagittalebene)	Nm
M_z	Belastung um die Adapterquerachsenrichtung (Sagittalebene)	Nm
\vec{n}	Normalenvektor der Schaftachse	—
P	Punkt in kartesischen Koordinaten	—
p_i	Parameter (k, d)	—
R_{xy}	Ergebnis der Kreuzkorrelation	—
S	Standardabweichung	—
u	Systemeingangssignal (LS)	—
u_{ap}	Verformung, bzw. Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft in ap-Richtung	mm
u_K	Verformung, bzw. Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft in Sagittalebene (Kopplung zwischen ap und pd-Richtung)	mm
u_{pd}	Verformung, bzw. Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft in pd-Richtung	mm
v_{Fav}	Vorzugsgehwwindigkeit des Probanden	$\frac{m}{s}$
v_i	Anzahl der Kennlinienvariation	—
\bar{X}	Mittelwert	—
Y	Gemessenes Systemausgangssignal (LS)	—
\hat{Y}	Geschätztes Systemausgangssignal (LS)	—

1 Einleitung

Der Bereich der Beinprothetik hat sich in den letzten Jahrzehnten rasant weiterentwickelt. Mechanische Komponenten wie beispielsweise das C-LEG von OTTOBOCK sind aus Alltagsprothesen nicht mehr wegzudenken. Verglichen mit der Weiterentwicklung von Kniegelenken und Prothesenfüßen haben sich Schaftsysteme wenig verändert. Unterschenkelamputierte werden meist mit dem sogenannten PTB-Schaft¹ versorgt, wobei dieses Konzept im Jahr 1959 entwickelt worden ist [30]. Dabei hat die Stumpf-Schaft-Schnittstelle als Bindeglied zwischen Mensch und technischem System einen erheblichen Einfluss auf die Zufriedenheit des Nutzers und dessen Mobilität. Durch den Schaft wird die Lastübertragung, die Stabilität und die Kontrolle der Prothese gewährleistet [49]. Eine schlechte Passung vermindert nicht nur die Prothesenkontrolle, sondern kann auch zur Beschädigung des angrenzenden Gewebes führen [34].

Bei der Optimierung von Schaftdesigns sind Kenntnisse über die biomechanischen Wechselwirkungen an der Schnittstelle unverzichtbar. Eine Möglichkeit des Erkenntnisgewinns besteht in der Analyse der Interaktion mit Hilfe von Simulationsmodellen. Zur Abbildung der Stumpf-Schaft-Schnittstelle sind insgesamt drei Modelle notwendig, es wird zwischen Prothesenschaft-, Beinstumpf- und Interaktionsmodell unterschieden.

Die Entwicklung umfassender Modelle zur Abbildung der Schnittstelle bietet auch die Möglichkeit der Entwicklung einer Qualitätssicherung im Bereich der Schaftherstellung. Typischerweise werden Prothesensäfte manuell hergestellt [10]. Als Grundlage dient hierbei der Stumpf im un- oder teilbelasteten Zustand. Dabei schätzt der Orthopädietechniker anhand der Stumpfkonstitution dessen Verhalten in dynamischen Gangsituationen. Je nach Expertise des Technikers und des Feedbacks des Patienten sind bis zur Herstellung eines zufriedenstellenden Schafts eine Vielzahl von Iterationen notwendig. Mittels geeigneter Simulationsmodelle lässt sich dieser Prozess teilautomatisieren und sowohl von den Erfahrungen des Orthopädietechnikers als auch der Anwesenheit des Patienten entkoppeln.

Im Rahmen dieser Masterarbeit liegt der Fokus auf der Entwicklung eines biomechanischen Modells zur Abbildung der Schnittstelleninteraktion in der Sagittalebene². Hierzu werden einleitend in Kapitel 2 die Grundlagen zur Physiologie des Menschen vorgestellt und eine Kurzeinführung in die Beinprothetik, mit dem Schwerpunkt der Schafttechnik, gegeben. Anschließend wird in Kapitel 3 der Stand der Technik bezüglich biomechanischer Modelle sowie der transtibialen Schafttechnik dargelegt. Zusätzlich werden Forschungsschwerpunkte im Bereich der Interaktion der Stumpf-Schaft-Schnittstelle vorgestellt.

Bei der Entwicklung des biomechanischen Modells wird in dieser Arbeit ein experimenteller Modellierungsansatz verfolgt. Die dazugehörige Methodik und die theoretischen Grundlagen sind in Kapitel 4 zusammengefasst. Dort werden auch die Systemgrenzen des Modells festgelegt. Die Erfassung relevanter Prozesssignale und die Auswertung von Referenzdaten zur Charakterisierung des Übertragungsverhaltens zwischen Mensch und Prothese sind in Kapitel 5 und 6 dokumentiert. Darauf aufbauend werden in Kapitel 7 verschiedene Modellkonzepte entwickelt und die jeweiligen Modellparameter identifiziert. Eine Evaluierung der entwickelten Modelle sowie die Bewertung deren Robustheit erfolgt in Kapitel 8. Abschließend werden die Ergebnisse dieser Arbeit zusammengefasst sowie Möglichkeiten und Ziele weiterführender Forschungsarbeiten formuliert.

¹ Patella Tendon Bearing Socket

² vgl. Abbildung 2.1.



2 Physiologie des Menschen und Kurzeinführung in die Beinprothetik

Zur Beschreibung der bipedalen Lokomotion und der damit verbundenen Vorgänge im menschlichen Körper werden fachspezifische Begriffe verwendet. Um dem Inhalt der vorliegenden Arbeit besser folgen zu können, werden im Folgenden die notwendigen Grundlagen im Bereich der Anatomie, der Ganganalyse und der Beinprothetik zusammenfassend dargestellt.

2.1 Medizinische Fachbegriffe

In der Medizin wird der menschliche Körper in drei Ebenen unterteilt. Abbildung 2.1 verdeutlicht die Lage der drei Ebenen mit entsprechenden Bezeichnungen.

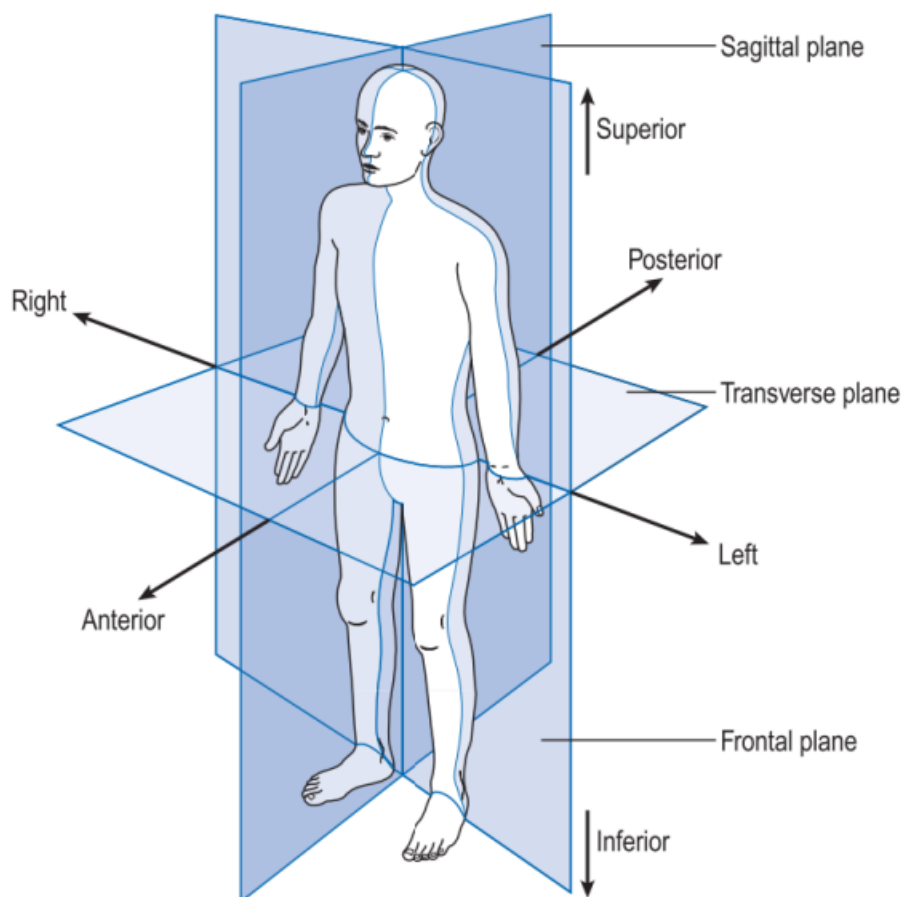


Abbildung 2.1.: Bezeichnung der Körperebenen in der Medizin [63]

Auf deutsch werden die drei Körperebenen als Transversalebene (Draufsicht), Frontalebene (Vorderansicht) und Sagittalebene (Seitenansicht) bezeichnet. Neben diesen Ebenen werden körperfeste Richtungsangaben eingeführt. Die Bezeichnungen mit zugehörigen Erläuterungen sind Tabelle 2.1 zu entnehmen. Die anterior-posteriore (ap) Körperachse ist in Abbildung 2.1 eingezeichnet. Die anderen vier

Achsenrichtungsbezeichnungen haben ihren Ursprung nicht im Schnittpunkt der drei Körperebenen (vgl. ap-Achse). Vielmehr wird bei diesen unterschieden, ob sie auf den Schnittpunkt hin gerichtet (medial und proximal) oder davon weg gerichtet sind (lateral und distal).

Tabelle 2.1.: Richtungsbezeichnungen in der Medizin

Bezeichnung	Erläuterung
anterior	zur Körpervorderseite hin
posterior	zur Körpersückseite hin
lateral	zum Körperäußeren hin
medial	zum Körperinneren hin
distal	zum Extremitätenende hin
proximal	näher zum Rumpf hin

2.1.1 Anatomie

Neben den spezifischen Begriffen zur Beschreibung der menschlichen Lokomotion in Bezug auf den menschlichen Körper werden einige lateinische Anatomiebegriffe verwendet, welche im Folgenden erläutert werden.

Abbildung 2.2 zeigt ein linkes menschliches Bein mit der lateinischen Bezeichnung relevanter Knochen. Tabelle 2.2 enthält die jeweilige Übersetzung ins Deutsche.

Tabelle 2.2.: Übersetzung der lateinischen Anatomiebegriffe ins Deutsche

Lateinischer Begriff	Deutscher Begriff
Femur	Oberschenkelknochen
Patella	Kniescheibe
Tibia	Schienbein
Fibula	Wadenbein

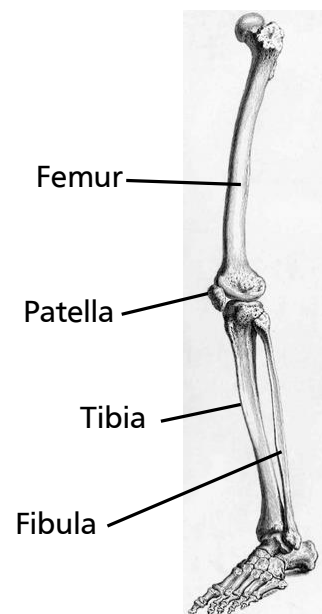


Abbildung 2.2.: Darstellung des linken menschlichen Beins, Bild aus [9]

2.2 Das menschliche Gangbild und die Ganganalyse

Die Analyse des menschlichen Gangs hat sich seit den ersten Analysen der Brüder Weber aus dem Jahr 1836 stetig weiterentwickelt. Dabei ist mit der Etablierung des Arbeitsfelds der Biomechanik eigenes Fachvokabular entstanden. Im folgenden Teilkapitel werden elementare Fachwörter, die im Rahmen dieser Arbeit verwendet werden, erläutert. Des Weiteren wird die Grundidee der instrumentellen Ganganalyse und die verschiedenen Messerfassungssysteme vorgestellt.

2.2.1 Verschiedene Gangphasen

Die menschliche Fortbewegung in Form des zweibeinigen Gehens ist ein zyklischer Vorgang. Dabei wird der Körper zeitweise von beiden, die meiste Zeit jedoch von einem Bein getragen. Ein Gangzyklus ist

definiert als die Bewegung eines Beins vom initialen Bodenkontakt bis zur erneuten Bodenberührung. Der Gangzyklus wird in verschiedene Phasen unterteilt, die jeweils von Schlüsselereignissen voneinander abgegrenzt werden. Abbildung 2.3 zeigt Benennungen, die im Rahmen dieser Arbeit verwendet werden. In der Abbildung wird der Gangzyklus anhand des grauen Beins erklärt. Nähere Erläuterungen, sowie Grafiken zur Darstellung der üblicherweise auftretenden Kinematik und Kinetik bieten bspw. [47] und [63, S. 52 ff].

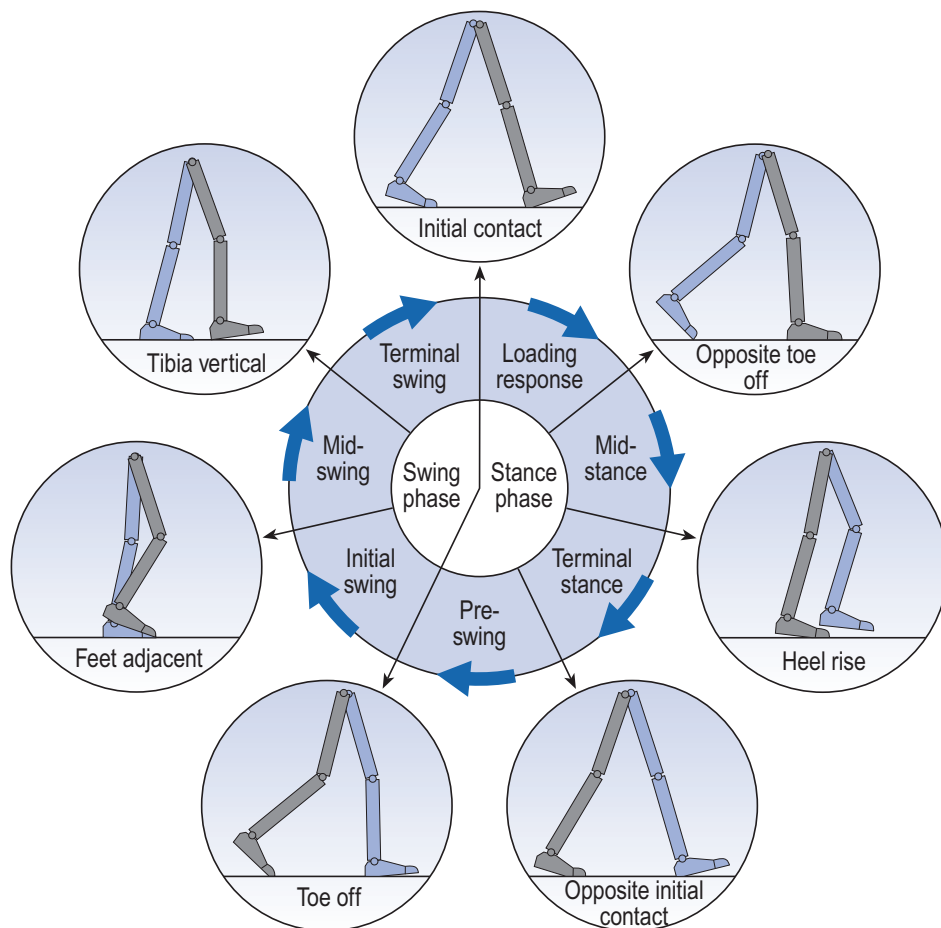


Abbildung 2.3.: Benennung der verschiedenen Gangphasen eines Gangzyklus (graues Bein) [63]

2.2.2 Instrumentierte Ganganalyse

In diesem Abschnitt werden die technischen Analysemethoden zur Evaluierung des menschlichen Gangbildes vorgestellt. Nach [62] besteht die klinische Ganganalyse aus fünf Elementen: der Videoanalyse, der Erfassung genereller Gangparameter¹, Analyse der Kinematik, Registrierung der Kinetik und der Muskelaktivität. Hingegen beschränkt sich die Ganganalyse im Forschungsumfeld häufig auf die Ermittlung von kinematischen und kinetischen Größen [23]. Aus diesem Grund werden im Folgenden die relevanten Messsysteme zur Erfassung dieser näher erläutert.

¹ Schrittfrequenz, Doppelschrittlänge und Gehgeschwindigkeit

Die Kinematik beschreibt, mittels der Größen Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung, die Bewegung eines Punktes oder Körpers im Raum. Dabei steht die geometrische Beschreibung der Bewegung im Vordergrund [63], die Ursache der Bewegung wird nicht berücksichtigt. Betrachtet man die zur Bewegung führenden Kräfte spricht man von Kinetik [65].

In den meisten Ganglaboren wird zur Erfassung der Bewegung des Körpers *markerbasiertes Tracking* genutzt, während die Erfassung der Bodenreaktionskräfte über *Kraftmessplatten* realisiert wird. Die Funktionsweise dieser beiden Messerfassungssysteme und deren Bedeutung in der modernen Ganganalyse werden im Folgenden dargelegt.

Markerbasiertes Tracking

Mit Hilfe des markerbasierten Trackings lassen sich zeitliche Abfolge und Ausmaß der menschlichen Bewegung im Raum erfassen. Dazu werden an relevanten Körperstellen des Probanden Reflexionsmarker positioniert. Spezielle Infrarotkameras zeichnen die Bewegung der Marker auf. Diese Daten werden digitalisiert und gespeichert. Zur späteren Rekonstruktion der dreidimensionalen Körperbewegung sind mindestens sechs Kameras notwendig.

Kameras kommerziell erwerblicher Messtechnik zur Bewegungsanalyse² emittieren in einer definierten Taktfrequenz Infrarotlicht. Dieses wird von den sphärischen Markern reflektiert. Dies hat mehrere Vorteile: Einerseits sind die Kameras unempfindlich gegenüber sichtbarem Licht. Bei guter Ausrichtung der Kameras werden theoretisch nur die reflektierenden Marker als helle Punkte registriert und deren Position gespeichert. Andererseits sorgt die kurze und getaktete Belichtungszeit für ein *Einfrieren* (vgl. [65]) des Bildes vor der Aufnahme. Dadurch wird die Unschärfe der Marker trotz Bewegung reduziert.

Kraftmessplatte

Zur Ermittlung der auftretenden Bodenreaktionskräfte (GRF) werden im Allgemeinen Kraftmessplatten verwendet. Eine Reaktionskraft entsteht durch die Einschränkung der Bewegungsfreiheit eines Körpers [24] und so treten in dynamischen Gangsituationen Bodenreaktionskräfte in allen drei Raumrichtungen auf. Diese lassen sich in eine vertikale Komponenten sowie zwei Scherkraftkomponenten³ entlang des Bodens aufteilen. Bei einer zentralen Kräftegruppe an einem starren Körper schneiden sich die Wirkungslinien aller Kräfte in einem Punkt [24]. Im Falle der GRF wird dieser als *Center of Pressure* (COP) bezeichnet. In der Realität entstehen GRF durch das Aufsetzen der Fußfläche auf den Boden. Das Verständnis von GRF mit einem bestimmten COP entspricht demnach einer Vereinfachung (vgl. [65]).

In der Regel bestehen Kraftmessplatten aus einer Platte, die durch vier, in den Ecken angeordnete, Kraftsensoren⁴ getragen wird. Aufgrund dieser Messanordnung kann sowohl der auftretende Kraftvektor, als auch dessen Angriffspunkt, berechnet werden (vgl. [65, S. 8]).

Kombination der Messerfassungssysteme

Zur Berechnung der im Körper wirkenden Kräfte und Momente ist es notwendig die Datensätze aus Kinematik und Kinetik zu synchronisieren. Zusätzlich sind Kenntnisse über die probandenspezifischen anthropometrischen Daten (Größe, Masse, Körpersegmentlängen und -umfang) notwendig⁵. Aus diesen lassen sich Massen und Trägheitsmomente einzelner Körpersegmente berechnen (vgl. [65, Kapitel 4]). Mittels dieser drei Informationen lassen sich die im Körper wirkenden Kräfte und Momente über *inverse*

² Bekannte Hersteller sind bspw. VICON oder QUALYSIS

³ Meist werden diese auf den Körper bezogen und in anterior-posteriore sowie medial-laterale Wirkrichtungen unterteilt.

⁴ Das Unternehmen KISTLER verwendet bspw. Piezosensoren.

⁵ Für Körpermaßdefinitionen und Messpunkte siehe [1]

Dynamik berechnen. So können Belastungen abgeschätzt werden, die nicht direkt messbar sind.

2.3 Kurzeinführung in die Beinprothetik

In der Beinprothetik wird zwischen drei verschiedenen Amputationsarten unterschieden. Dabei bezeichnet eine *Exartikulation* eine Amputation innerhalb eines Gelenks, ohne Verletzung des angrenzenden Knochens. Durch ein Präfix kann die Amputationshöhe näher beschrieben werden (bspw. Knie-Exartikulation). Wird ein Knochen durch die Amputation verletzt spricht man, in Abhängigkeit des durchtrennten Knochens, von *transfemorale* oder *transtibiale* Amputation (vgl. Abschnitt 2.1.1).

Im Folgenden wird zunächst der modulare Prothesenaufbau mit seinen Einzelkomponenten vorgestellt, bevor anschließend näher auf die Stumpf-Schaft-Schnittstelle eingegangen wird.

2.3.1 Prothesenaufbau

Im Jahr 1969 wurde die erste modulare Beinprothese vorgestellt [41]. Das Konzept der Modularität hat sich in der Beinprothetik durchgesetzt und seither lassen sich Prothesen individuell zusammenstellen. Abbildung 2.4 zeigt den typischen Aufbau einer Prothese für einen transfemorale (TF) amputierten Patienten.



Abbildung 2.4.: Modularer Prothesenaufbau mit Benennung der Einzelkomponenten, Bild aus [8]

Verglichen mit dem Aufbau aus Abbildung 2.4 wird in Abhängigkeit der Amputationshöhe die Verwendung von Einzelkomponenten hinfällig oder es wird zusätzlich ein Hüftgelenkssystem benötigt. Bei Bedarf kann der Aufbau um Adapter verschiedener Funktionen ergänzt werden.

2.3.2 Die Mensch-Maschine-Schnittstelle

In der Beinprothetik bildet das Schaftsystem das Verbindungselement zwischen Mensch und Maschine, also zwischen Beinstumpf und Prothese. Über diese Schnittstelle findet nicht nur die Kraftübertragung

statt: Der Patient kontrolliert darüber die Prothese und erhält Rückmeldung über die Bewegung des künstlichen Beins. Dafür werden, je nach Form und Zustand des Stumpfes und unter Berücksichtigung des Mobilitätsgrades, Prothesenschäfte individuell für jeden Patienten angefertigt. Konventionelle Schaftsysteme bestehen im wesentlichen aus drei Elementen:

- Schaft
- Liner
- Verschlusssystem

Der eigentliche Schaft ist die tragende Außenwand, die den Anschluss von weiteren Passteilen ermöglicht. Zum Schutz vor Druckstellen, der Erhöhung des Tragekomforts und zur Reduktion der Bewegung zwischen Haut und Schaft dient der Liner. Dieser lässt sich als eine dünne Hülle aus dehnbarem Material beschreiben, die über den Stumpf gezogen wird und so die empfindlichen Weichteile (Muskeln, Gewebe, Haut) schützt. In Kombination mit einem Verschlusssystem, welches den Schaft am Stumpf hält, ist das Schaftsystem komplett. Die notwendige Sicherheit und der Komfort im Umgang mit der Prothese wird nur über ein gut sitzendes Schaftsystem erreicht. Nichtsdestotrotz lassen sich im Gangzyklus Relativbewegungen zwischen den beiden Systemen nicht vermeiden. Diese werden im folgenden Abschnitt beschrieben.

Relativbewegungen zwischen Stumpf und Schaft

Abbildung 2.5 zeigt die auftretenden Belastungen der Stumpf-Schaft-Schnittstelle während eines Gangzyklus. Beim ersten Fersenkontakt (vgl. Abbildung 2.5 links), dem Auftitt der Prothese auf den Boden, kommt es zu einer Stoßbelastung der Schnittstelle. Diese kann zum Eintauchen des Stumpfes in den Schaft führen. In der Schwungphase (vgl. Abbildung 2.5 mitte) kommt es zur Zugbewegung zwischen Stumpf und Schaft, was sich in auftretenden Scherkräften an der Schnittstelle widerspiegelt [46]. Als letztes sei an dieser Stelle auf die Rotationsmomente während der Standphase (vgl. Abbildung 2.5 rechts) hingewiesen.

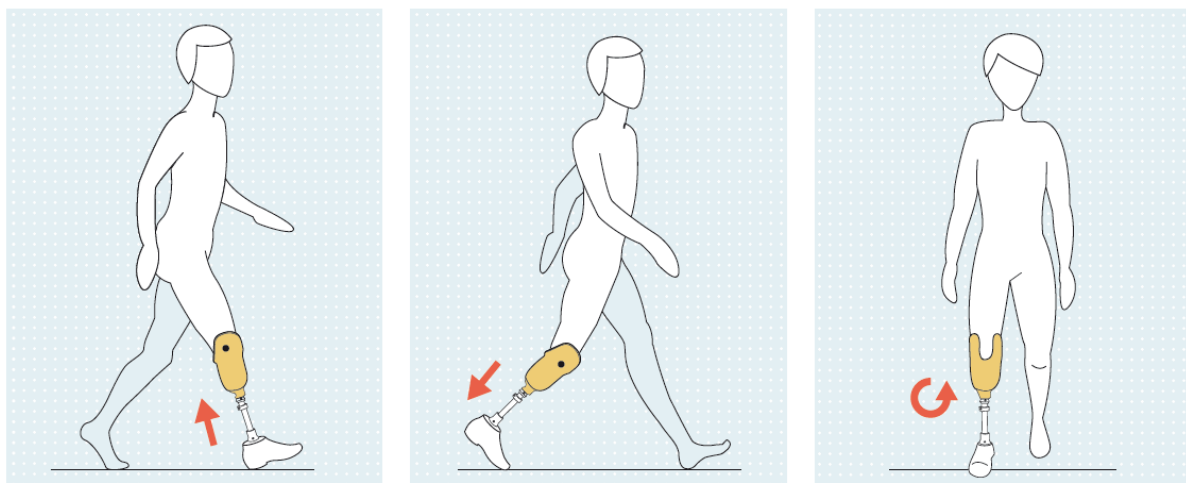


Abbildung 2.5.: Bildliche Darstellung der auftretenden Belastungen und Relativbewegungen an der Stumpf-Schaft-Schnittstelle, Bild aus [46]

Nachdem in diesem Kapitel die physiologischen Grundlagen dargestellt und ein erster Einblick in die Prothetik mit Fokus auf die Stumpf-Schaft-Schnittstelle gegeben wurde, wird im nächsten Kapitel der Stand der Technik bezüglich der Modellierung des menschlichen Gangs und des Forschungsschwerpunkts der Schafttechnik aufgearbeitet.

3 Stand der Technik

In der vorliegenden Arbeit wird ein biomechanisches Modell der Stumpf-Schaft-Schnittstelleninteraktion erarbeitet. Der Stand der Technik lässt sich dabei zunächst in zwei Teilbereiche untergliedern: Biomechanische Modelle und die Forschungsschwerpunkte in Bezug auf Schafttechnik. Im folgenden Kapitel werden diese beiden Aspekte aufgearbeitet. Dafür werden in einem ersten Schritt biomechanische Modelle und deren Modellierungsansätze vorgestellt, bevor anschließend die Schafttechnik näher erläutert wird.

3.1 Biomechanische Modelle

Biomechanische Modelle finden in der Modellierung des menschlichen Gangs Anwendung. Ziel solcher Modellierungen und Simulationen ist meist der Erkenntnisgewinn im Bereich der Bewegungsanalyse. Die Abstraktionsstufen und damit verbundene Komplexität der Modelle kann sehr unterschiedlich sein. Abbildung 3.1 zeigt verschiedene Varianten im Bereich der Modellierung des menschlichen Gangs. Zwar können komplexere Modelle die menschliche Fortbewegung womöglich besser abbilden, allerdings wird aufgrund der steigenden Wechselwirkung einzelner Modellparameter das Erkennen und Untersuchen grundlegender Prinzipien der Lokomotion immer schwieriger [38].

Mittels biomechanischer Modelle lassen sich Aussagen über kinematische, sowie kinetische Größen analysieren. Dabei wird, je nach Ansatz, zwischen Simulationen der *inversen* und der *direkten* Dynamik unterschieden. Bei erstgenannter werden, unter der Vorgabe von Bewegung und Bodenreaktionskräften, die inneren Kräfte und Momente simuliert. Hingegen werden durch Simulationen der direkten Dynamik kinematische Größen aus vorhandenen Kraftdaten gewonnen.

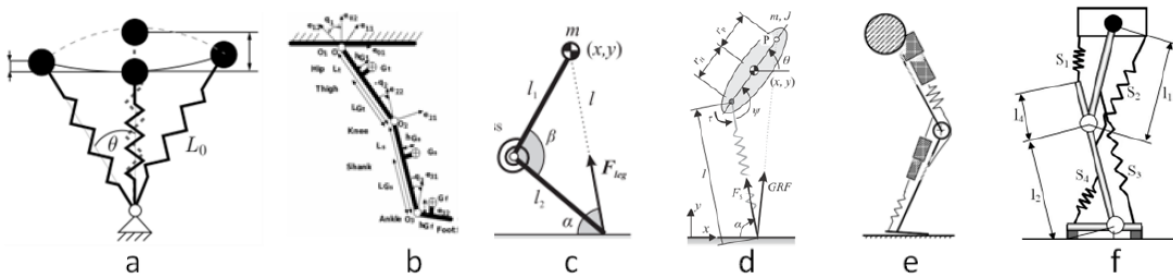


Abbildung 3.1.: Biomechanische Modelle verschiedener Abstraktionsstufen, Bildzusammensetzung aus [48]

Neben der grundsätzlichen Unterscheidung biomechanischer Modelle nach ihrer Abstraktionsstufe, werden diese, in Abhängigkeit der im Modell berücksichtigten Bestandteile, der Gruppe der *Template*- oder *Anchor*-Modelle zugeordnet [66]. Diese beiden Begriffe sollen im Folgenden kurz beschrieben werden.

3.1.1 Template- und Anchor-Modelle

Sogenannte *Template*-Modelle sind vereinfachte Modelle, die das generelle Verhalten der Lokomotion wiedergeben. Neuronale oder muskuläre Zusammenhänge werden im Modell nicht berücksichtigt. Ein bekanntes Beispiel eines *Template*-Modells ist das Feder-Masse Modell nach BLICKHAN (vgl. Abbildung 3.1 (a) [7]). Anhand solcher Modelle und deren Stabilitätseigenschaften¹ lassen sich Vergleiche herstellen,

¹ Aus dem Englischen *self-stability*.

wie Menschen ihre Fortbewegung steuern.

Im Gegensatz zu *Templates* stehen die sogenannten *Anchor*-Modelle. Diese basieren auf detaillierten morphologischen und physiologischen Überlegungen. Die Aktorik wird in diesen Modellen durch die Implementierung von Muskeln und Sehnen nachgebildet und weisen dadurch häufig einen höheren Realitätsgrad auf. Allerdings sind in den meisten Fällen komplexere Kontrollsysteme für den Bewegungsablauf nötig.

Bei dem biomechanischen Modell, welches in dieser Arbeit entwickelt werden soll, handelt es sich um ein *Template*-Modell. Muskeln und Sehnen, die am menschlichen Skelett als Aktor wirken, werden im Modell nicht implementiert oder berücksichtigt. Ziel des Modells ist die generelle Beschreibung des mechanischen Verhaltens der Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine in der Beinprothetik.

3.1.2 Berücksichtigung von Weichgewebe

In biomechanischen Modellen wird des Weiteren zwischen *rigid body*-Modellen (reinen Skelettmodellen) und solchen, die die Bewegung des Weichteilgewebes berücksichtigen, sogenannte *Schwabbelmasse*²-Modelle, unterschieden. Die Relevanz der Modellierung von Weichteilgewebe (Fett-, Muskel- und Bindegewebe) wird beispielsweise in [25] verdeutlicht.

Die nicht berücksichtigte Bewegung der Weichteile birgt im Besonderen zwei Fehlerquellen. Bei der Erfassung der kinematischen Größen durch markerbasiertes Tracking (vgl. Abschnitt 2.2.2) führt die Bewegung der Marker auf der Skelettstruktur zu einem systematischen Fehler. Die Marker werden auf der Haut aufgeklebt. Zwischen Haut und Knochen liegt Weichgewebe, welches sich relativ zum Knochen bewegen kann. Wird in der Bewegungsanalyse diese Bewegung als Skelettbewegung interpretiert, kommt es zu dem beschriebenen systematischen Fehler. Die zweite Fehlerquelle ist die Relativbewegung der Weichteilgewebemasse zur Knochenmasse. Durch die unberücksichtigten Änderungen im Verhalten der Trägheiten verfälschen diese die Ergebnisse der Simulation.

Bei der Entwicklung von biomechanischen Modellen unter Verwendung von Bewegungsanalysedaten, die mittels markerbasiertem Tracking gewonnen werden, ist darauf zu achten diese Fehlerquelle so gering wie möglich zu halten. Zur Reduzierung des beschriebenen Einflusses wird in dieser Arbeit nach Möglichkeit ein Modell anhand von Referenzdaten eines unterschenkelamputierten Probanden entwickelt. Im Unterschenkel ist das Knochen-Weichgewebe-Verhältnis besser als im Oberschenkel.

3.2 Stumpf-Schaft-Schnittstelle

Die Betrachtung der Stumpf-Schaft-Schnittstelle gliedert sich in mehrere Teilbereiche. Das Gesamtverhalten der Schnittstelle wird beeinflusst durch das Verhalten von Stumpf, Schaft und der Interaktion dieser beiden Teilsysteme. Zur Abbildung der Schnittstelle sind deshalb drei Teilmodelle notwendig. Die Interaktion wird im Wesentlichen von der Zusammensetzung des Stumpfes (Knochen, Muskelgewebe und restliche Weichteile) und des Schaftdesigns (bzw. dessen Anpassung an den Stumpf und der Verbindung zur Prothese) beeinflusst.

Im Folgenden wird der Stand der Technik in diesen Teilbereichen aufgezeigt. Bei der Betrachtung des Schaftsystems werden die Grundlagen des Schaftdesigns, sowie der Verschlusssysteme dargelegt. Zusätzlich werden die Herstellungsverfahren der individuellen Schaftsysteme vorgestellt. Bei der Zusammensetzung des Stumpfes wird auf die relevanten bildgebenden Verfahren eingegangen. Abschließend werden verschiedene Interaktionsmodelle vorgestellt.

² Engl. *wobbling mass*

3.2.1 Transtibiale Schaftsysteme und deren traditionelle Herstellung

In den folgenden Abschnitten werden unterschiedliche Schaftsysteme für transtibial Amputierte und deren Herstellungsverfahren vorgestellt. Dabei werden sowohl die Abformung des Stumpfes als auch verschiedene Schaftdesigns berücksichtigt.

Unterschiedliche Prinzipien im Design und der individuellen Anpassung

Die ersten transtibialen Schaftsysteme waren so ausgelegt, dass der Stumpf keine lasttragenden Aufgaben übernahm. Das Körpergewicht wurde über Stangen am Knie vorbei in die Hüfte eingeleitet [16]. Erst mit der Erfindung des *Patella Tendon Bearing Socket* (PTB) im Jahre 1959 wurde der Stumpf als lasttragendes Element genutzt [30]. Dieses Schaftsystem wird noch heute kommerziell verwendet. Es basiert auf der Idee, dass druckunempfindliche Stellen³ des Stumpfes die Kraftübertragung übernehmen, während druckempfindliche Stellen entlastet werden. Der Prozess bei der Herstellung von PTB-Schaftsystemen wird maßgeblich durch die Expertise des behandelnden Orthopädietechnikers beeinflusst [30]. Die Abformung der Stumpfkontur, welche der Schaftherstellung als Basis dient, geschieht im unbelasteten Zustand. Trotz verschiedener Vermessungshilfen (vgl. [17, Kapitel 3]) wird die Stumpfzusammensetzung und die Verformung des Stumpfes unter den dynamischen Gangbelastungen vom Techniker abgeschätzt [10] und der herzustellende Schaft entsprechend angepasst⁴. Es entsteht ein modifiziertes Abbild des Stumpfes, das nicht der unbelasteten Stumpfkontur entspricht, sondern entsprechend der vom Orthopädietechniker prognostizierten Belastbarkeit der verschiedenen Stumpfregionen deformiert ist. Das entstandene Modell des Stumpfes kann, je nach Expertise des Orthopädietechnikers, eine andere Form aufweisen [13]. Der linke PTB-Schaft in Abbildung 3.2 wurde mittels einem traditionell hergestellten Stumpfmodell gefertigt.

Generell gibt es heute neben dem PTB und dessen Varianten ein weiteres Konstruktionsprinzip. Diesem liegt die Idee zu Grunde eine möglichst gleichmäßige Druckverteilung zwischen Stumpf und Schaft zu erreichen. Dieses Prinzip wird als *hydrostatisches Konzept* bezeichnet. Abbildung 3.2 (rechts) zeigt den Schaft eines Probanden, welcher unter Verwendung des Hydrostatikkonzepts hergestellt wurde [20].



Abbildung 3.2.: Zwei Schaftdesigns im Vergleich: PTB-Schaft (links) und Hydrostatikschaft (rechts) für denselben Probanden [20]

Im Gegensatz zur manuellen Stumpf-abformung im Herstellungsprozess von PTB-Schäften wird bei der Nutzung des Hydrostatikprinzips die Abformung über ein sogenanntes *Pressure Cast*-System realisiert. Dafür wird zunächst der Stumpf mit Gipsverband umwickelt und dann in einen abgeschlossenen, wassergefüllten Druckbehälter gehalten. Einen solchen Aufbau zeigt Abbildung 3.3. Zur Sicherstellung der

³ Für eine Aufzählung der druckunempfindlichen, bzw. empfindlichen Stellen im Unterschenkelstumpf siehe [16].

⁴ Im Englischen spricht man von *Rectification*.

symmetrischen Masseverteilung steht das intakte Bein während der Abformung auf einer Waage. Ziel ist, dass sich nach dem Pascal'schen Gesetz⁵ eine gleichmäßige Druckverteilung⁶ über der Stumpfkontur ergibt. In der Theorie sind am Schaft keine Anpassungen (*rectifications*) mehr nötig. Die Schaftherstellung ist demnach deutlich unabhängiger von der Expertise des Orthopädietechnikers.



Abbildung 3.3.: Erfassung der Stumpfkontur mittels des PCAST-Systems [20]

Die beiden Schäfte in Abbildung 3.2 sind für den gleichen Probanden hergestellt worden und unterscheiden sich im zugrundeliegenden Konstruktionsprinzip. Zu erkennen sind die unterschiedlich ausgeprägten Übergänge im Schaft: Diese sind beim Hydrostatikschaft glatter. Verglichen dazu nutzt der PTB-Schaft die Patellasehne als lasttragendes Element.

Ziel des Gesamtprojekts, in das die vorliegende Masterarbeit eingegliedert ist, ist die Reduktion der notwendigen Iterationen bis zur Herstellung eines zufriedenstellenden Prothesenschafts. Bei der Betrachtung der Interaktion zwischen Beinstumpf und Prothesenschaft ist zunächst die Schaftform von Interesse, da diese die Kraftübertragung maßgeblich beeinflusst. Werden jedoch die notwendigen Iterationen zur Herstellung einer passenden Schaftform berücksichtigt, gewinnt die Abformung des Stumpfes und die Anpassung der Schaftpassform an Bedeutung. Die vorgestellten Schaftdesigns unterscheiden sich in diesen beiden Punkten deutlich. Während die Qualität des PTB-Schafts eng mit der Expertise des Orthopädietechnikers verknüpft ist, spielt dies für die Herstellung eines Hydrostatikschafts keine Rolle. Der geringe Herstellungsaufwand ist das Positivmerkmal dieses Konzepts. Ein gut sitzender PTB-Schaft steht jedoch aufgrund seiner Lastübertragung für einen erhöhten Tragekomfort. Tabelle 3.1 fasst die Vor- und Nachteile der betrachteten Schaftkonzepte und ihrer Herstellungsprozesse zusammen.

Tabelle 3.1.: Vor- und Nachteile der beiden Schaftdesigns (vgl. [30])

	Vorteile	Nachteile
PTB	Patellasehne übernimmt Großteil der Last Entlastung druckempfindlicher Stellen erhöht Tragekomfort	Qualität des Schafts hängt maßgeblich von Orthopädietechniker ab
Hydrostatik	Einfache Herstellung Verbesserte Herstellungszeiten	Keine Berücksichtigung besonderer Stumpfzusammensetzungen

⁵ Hydrostatischer Druck für Fluide im Schwerfeld

⁶ An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass sich im Gehen keine hydrostatische Druckverteilung zwischen Stumpf und Schaft einstellt (vgl. bspw. [19]).

3.2.2 Integriertes FEA-CAM Verfahren zur Schaftherstellung

Nur mit Kenntnissen über den Stumpf lässt sich ein optimaler Prothesenschaft herstellen. Im vorherigen Abschnitt wurden traditionelle, manuell geprägte, Herstellungsverfahren eines Stumpfpositivs vorgestellt. Verschiedene Forschergruppen⁷ beschäftigen sich derzeit mit der Möglichkeit ein integriertes FEA-CAM (finite element analysis - computer-aided manufacturing) Verfahren zur Schaftherstellung zu entwickeln [10, 21]. Für dieses Konzept ist es notwendig ein digitales Abbild des Stumpfes zu erstellen. Dabei spielen die bildgebenden Verfahren der Medizin eine wichtige Rolle.

Bei der manuellen Abformung der Stumpfkontur berücksichtigt der Orthopädietechniker zwei Faktoren. Zum einen die äußere Kontur des Stumpfes und zum anderen die möglichen Belastungen des Stumpfes aufgrund der inneren Struktur. Um diesen beiden Aspekten Rechnung zu tragen, werden bei der Digitalisierung des Stumpfes meist verschiedene bildgebende Verfahren kombiniert [6, 10, 13, 22]. Es gibt aber auch Ansätze, wo lediglich eine Methode angewendet wird [56]. Abbildung 3.4 zeigt die Digitalisierung von Stumpfgeometrien und deren Zusammensetzung.

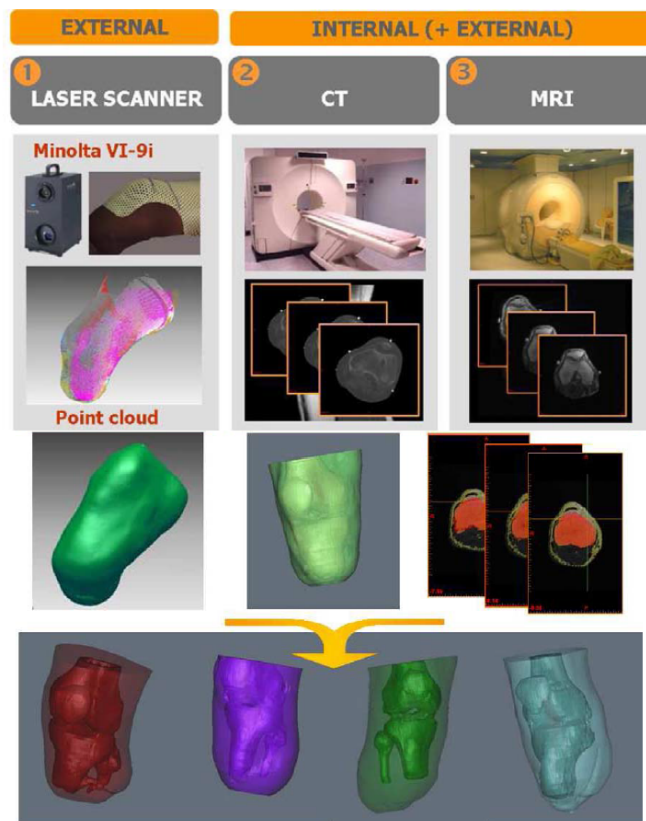


Abbildung 3.4.: Digitalisierung der Stumpfgeometrie und -zusammensetzung [10]

Bei der digitalen Stumpfreakonstruktion wird die äußere Stumpfkontur, aufgrund der hohen erreichbaren Auflösung, der detaillierten Abbildung der Struktur (bspw. Darstellung der Narbengewebeausbildung) und der berührungslosen Erkennung, mittels Laser-Scanner erfasst [10]. Es handelt sich hierbei um ein Messverfahren der Streifenprojektion, die manchmal auch als Streifenlichttopometrie bezeichnet wird. Bei dieser Methode werden zweidimensionale Bildsequenzen zur dreidimensionalen Erfassung von Oberflächen verwendet. In der Erfassung der Stumpfgeometrie werden drei verschiedene Scan-Methoden unterschieden: Den Rotationsscan, den Vertikalscan sowie die kombinierte Methode. Für eine

⁷ Forscher der *National University of Singapore*, der *Hong Kong Polytechnic University* und ein Zusammenschluss verschiedener Universitäten aus Italien (Mailand, Bergamo, Florenz und Udine).

genauere Beschreibung über den Ablauf eines Laser-Scans, sowie der Unterscheidung der drei Methoden siehe [71]. Dort sind weitere Messverfahren, die zur Digitalisierung der äußeren Stumpfkontur genutzt werden können, zu finden. Dabei wird stets zwischen kontaktbenötigenden und berührungslosen Messverfahren unterschieden [53]. Erstgenannte haben aufgrund ihrer Einwirkung auf die Struktur bei der Konturerfassung im Bereich der Beinprothetik an Bedeutung verloren.

Zur Erfassung der inneren Struktur, der Messung der Stumpfzusammensetzung sowie der Anordnung der verschiedenen Bestandteile im Körpersegment werden andere Messverfahren benötigt. [10] und [13] nutzen für die Rekonstruktion der inneren Struktur zwei bildgebene Verfahren aus der Medizintechnik: Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT). Mittels des CT wird die Knochenstruktur erfasst, während die Daten des MRT zur Ermittlung der Zusammensetzung des Weichteilgewebes genutzt werden. Beiden Verfahren ist gemein, dass es Schnittbilder⁸ des Stumpfes generiert, die dann in dreidimensionale Modelle überführt werden können. In den Standardscangeräten von CT und MRT erfolgt die Stumpferfassung in liegender Position des Probanden. Dies führt zu einer Vorverformung des Stumpfes, der nicht den Belastungszustand widerspiegelt. Um dies zu vermeiden, müssen entsprechende Halterungen vorgesehen werden [13]. Weitere negative Aspekte sind die Belastung durch Röntgenstrahlung im CT und die hohen Kosten beider Messmethoden [71].

Mit Hilfe des digitalen Abbilds des Stumpfes wird virtuell ein Schaft konzipiert, dessen iterativer Anpassungsprozess mittels FEM-Simulationen abgeglichen wird. Auf diese Weise werden passende Konturen und Materialzusammensetzungen ermittelt. Durch Verfahren des Rapid-Prototypings wird der digitale Schaft in einen physikalischen Prototyp überführt, der dann vom Patienten getragen und getestet werden kann.

Mittels des integrierten FEA-CAM Verfahrens soll die Schaftherstellung teilautomatisiert werden. Durch die Digitalisierung des Beinstumpfes ist die erfolgreiche Schaftanpassung nicht von der Expertise des Orthopädietechnikers abhängig. Dies verhilft zur Sicherung von Qualitätsstandards in der individuellen Prothesenversorgung. Ein weiterer Vorteil des Verfahrens ist die Entkopplung des Patienten vom iterativen Anpassungsprozess des Schafts.

3.2.3 Betrachtung der Interaktion

Fokus dieser Arbeit liegt auf der Entwicklung eines biomechanischen Modells zur Abbildung der Stumpf-Schaft-Schnittstelle. In den vorangegangenen Abschnitten wurde der Stand der Forschung bezüglich der beiden Teilsysteme, Schaft und Stumpf zusammenfassend dargestellt. In diesem Abschnitt wird nun der Forschungsstand bei der Betrachtung der Interaktion dieser Teilsysteme dargestellt.

Die Biomechanik der Kupplung zwischen Beinstumpfskelett und Schaft ist ein wichtiger Faktor in der Schaftanpassung und wird vor allem durch die Relativbewegung zwischen den beiden Systemen definiert [34]. Die resultierende Relativbewegung weist dabei mehrere Abhängigkeiten auf: Der Reibungskoeffizient zwischen Schaft und Stumpf, auftretende Druckbelastungen im Schaft aufgrund der Passform des Schafts sowie der Deformation des Stumpfweichgewebes. Zusätzlich hat die Passform Einfluss auf die Kupplungssteifigkeit. Im Allgemeinen ist die Anpassung stets ein Kompromiss zwischen Stabilität und der damit verbundenen Kontrolle der Prothese (gewährleistet durch eine enge Passform) und dem Tragekomfort [34].

⁸ In den betrachteten Papern werden zur Visualisierung unterschiedliche Schichtdicken genutzt.

Zwischen Stumpf und Schaft tritt Festkörperreibung (*Friktion*) auf. Diese Art der Reibung wird auch als *äußere Reibung* oder *COULOMBSche Reibung* bezeichnet. Zwischen den beteiligten Körpern bzw. auf deren Kontaktflächen wirken tangentielle Kräfte. Diese lässt sich durch folgende Gleichung beschreiben:

$$F_R = \mu F_N \quad (3.1)$$

Die tangentielle Kraft F_R nimmt mit der wirkenden Normalkraft F_N zwischen den Reibpartnern und dem Reibungskoeffizienten μ zu und ist unabhängig von der Kontaktflächengröße. μ ist abhängig von der Oberflächenbeschaffenheit der beteiligten Systeme. Je nach resultierender Bewegung wird zwischen *Gleitreibung* und *Haftreibung* unterschieden (vgl. [24, Kapitel 9]).

Eine der Forschungsrichtungen in Bezug auf die Interaktionsbetrachtung zwischen Stumpf und Schaft beschäftigt sich mit der experimentellen Ermittlung von Reibungskoeffizienten zwischen der menschlichen Haut und verschiedenen Materialien, da diese einen erheblichen Einfluss auf das Verhalten der Schnittstelleninteraktion haben [68]. Beim Vergleich verschiedener Werte für den Reibungskoeffizienten ist stets darauf zu achten, ob es sich dabei um den statischen μ_s oder dynamischen μ_k Beiwert handelt. Nach [57] lässt sich das mechanische Verhalten der menschlichen Haut gegenüber Reibpartnern nicht vollständig durch die AMONTONSSche Gleichung (vgl. (3.1)) beschreiben. Sowohl antiproportional zur Belastung veränderte Werte der Reibungskoeffizienten (erklärt durch das viskoelastische Verhalten der Haut und der damit verbundenen nichtlinearen Verformung [57]), als auch proportional zur Belastung steigende Werte (vgl. [51]) sind in der Literatur zu finden. Die experimentell ermittelten Werte von Reibungskoeffizienten unterliegen, aufgrund vieler Abhängigkeiten (individueller Hautzustand, Körperstelle, Testbedingungen, etc – vgl. [57]), einer weiten Streuung.

Sanders und Kollegen haben in [51] experimentelle Untersuchungen speziell zur Schnittstelleninteraktion zwischen Beinstumpf und Schaft durchgeführt. Trotz einiger widersprüchlicher Aussagen wurde gezeigt, dass der Reibungskoeffizient zwischen Haut und Liner generell höher liegt als zwischen Liner und Schaft. Eine Relativbewegung ist demnach zwischen Liner und Schaft wahrscheinlicher, als zwischen Haut und Liner.

Den Einfluss von Reibungskoeffizienten auf die Schnittstelle untersuchen ebenfalls Zhang und Kollegen in [69]. Zur ersten Abschätzung dient ein analytisches Modell zur Berechnung der auf der Haut wirkenden Schubspannungen. Unter der Idealisierung der Stumpfform zu einem Kegelstumpf, sowie des Knochens zu einem Zylinder und unter der Annahme, dass zwischen Haut und Schaft keine Relativbewegung herrscht, wird die statische Kraftleitung zwischen Stumpf und Schaft untersucht. Dabei wird gezeigt, dass für typische Parameter (vgl. [69, S. 4]) etwa 2/3 der statischen Belastung als Schubspannungen und lediglich 1/3 als Normalspannungen an der Schnittstelle wirken. Damit wird die Stützwirkung von Friktion deutlich. Mittels eines FEM-Modells wird der Einfluss unterschiedlicher Reibungskoeffizienten auf die wirkenden Druckbelastungen evaluiert. Unter der Voraussetzung, dass keine Relativbewegung zwischen den Systemen Stumpfhaut und Schaft auftritt, zeigen Ergebnisse der Analyse, dass bei steigendem Reibungskoeffizienten die resultierende Druckbelastung sinkt. Die Differenz der zu stützenden Belastung wird durch Schubspannungen in den Beinstumpf eingeleitet. Diese Tendenz unterstützen Zhang und Kollegen mittels der experimentellen Erfassung von Druckbelastungen (siehe Abschnitt 3.2.3) an der Schnittstelle unter unterschiedlichen Reibungsbedingungen. Für diese Erfassung wurde eine Relativbewegung der Systeme zueinander nicht ausgeschlossen. Während häufig über die Reduktion von Schubspannungen (durch Minimierung der Reibung) zur Schonung des Weichgewebes diskutiert wird (vgl. [34]), postulieren Zhang und Kollegen die Relevanz von Schubspannungen zur Sicherstellung der Funktionalität von Beinprothesen [69].

Wird in Verbindung mit der Stumpf-Schaft-Schnittstelle über Relativbewegung gesprochen, müssen verschiedene Arten unterschieden werden. Einerseits existieren Relativbewegungen zwischen Haut und Schaft, andererseits kann sich auch der amputierte Knochen im Weichgewebe des Beinstumpfes bewegen. Die Bewegung des Skeletts relativ zum Schaftsystem⁹ schließt beide Bewegungskomponenten ein [34]. Häufig wird in der Literatur von *Schlupf*¹⁰ gesprochen, was erstgenannte Relativbewegung zwischen Haut und Schaftwand umfasst [11].

Bei der Analyse der Knochenbewegung relativ zur Außenwand des Schafts werden verschiedene bildgebende Verfahren der Medizintechnik genutzt. Die Verwendung von Röntgenverfahren beschränkt sich dabei auf statische Lastfälle [34]. Dynamische Versuchsreihen zur Ermittlung der Relativbewegung werden meist mittels Ultraschallsensoren realisiert (vgl. [12]).

LILJA und Kollegen haben die Relativbewegung des Tibiaendes innerhalb von PTB-Schaftsystemen mittels Röntgenstrahlen untersucht [32]. Um, trotz statischer Messungen, Aussagen über die Knochenbewegung im Gang tätigen zu können, werden vier typische Szenarien aus dem Gangzyklus (vgl. Abschnitt 2.2.1) – Fersenkontakt (HC¹¹), mittlere Standphase (MS), Fußzehenablösung (PO¹²) und Schwungphase (SP) – nachgebildet. Die unterschiedlichen Bodenreaktionskräfte der betrachteten Gangsituationen bleiben jedoch unberücksichtigt. Analysiert wird die Relativbewegung des distalen Tibiaendes zur Schaftkontur von sieben Probanden in der Sagittalebene. Abbildung 3.5 zeigt die detektierten Bewegungen aufgetragen über den betrachteten Gangsituationen. Der linke Graph zeigt die axiale (proximo-distale) und der rechte die anterior-posterior Verschiebung. Trotz Streuungen bezüglich des Betrags der Relativbe-

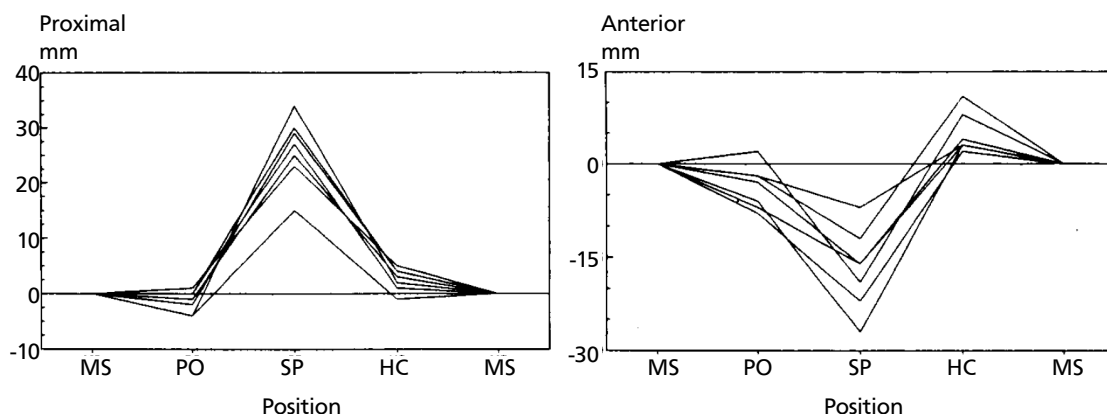


Abbildung 3.5.: Detektierte Relativbewegung des distalen Tibiaendes zur Außenwand des PTB-Schafts von sieben Probanden in den verschiedenen Gangzyklusphasen: proximo-distale (links), sowie anterior-posteriore Richtung (rechts) [32]

wegung zwischen den einzelnen Probanden ähneln sich die Kurvenzüge und es lassen sich allgemeine Erkenntnisse formulieren. Beispielsweise bewegt sich durchschnittlich der Knochen in pd-Richtung um einen größeren Betrag als in ap-Richtung (28 mm verglichen mit 22 mm [32]). Des Weiteren tritt der größte Bewegungsbetrag zwischen Fußzehenablösung und Schwungphase, in anterodistaler Richtung auf. Durch die fehlende Dynamik (Einfluss der Trägheiten und Doppelhöckerkurve¹³), ergeben sich im realen Gangzyklus wahrscheinlich andere (größere) Relativbewegungsbeträge.

⁹ Über diese Bewegung wird auch die *Kupplungssteifigkeit* der Systeme verstanden [70].

¹⁰ Aus dem Englischen *slippage*.

¹¹ Auch IC - *initial contact* genannt.

¹² Auch TO - *toe off* genannt.

¹³ Vgl. Abbildung A.1 im Anhang.

Ebenfalls eine statische Betrachtung liefern COMMEAN und Kollegen in [11]. Dort wird mittels spiraler Computertomographie (SXCT) die Relativbewegung in der Schnittstelle eines TT-Probanden¹⁴ analysiert. Das Versuchsfeld ist jedoch, mit einer rein axialen Belastung, eingeschränkt. Es werden lediglich Vergleiche zwischen den Bildergebnissen der statischen Belastungen von 44.5 N und 178 N angestrebt. Durch die Platzierung von insgesamt sechs Markern (siehe Abbildung 3.6) lassen sich jedoch alle Relativbewegungen (Tibia zu Weichgewebe, Haut zu Schaft und Tibia zu Schaft) und die Deformation des Weichgewebes betrachten. Es wird gezeigt, dass für diesen statischen Fall mit einer Mehrbelastung von 133.5 N (entspricht etwa 15 % der Körpermasse des Probanden) sich die Tibia relativ zum Schaft um 10.5 mm nach unten bewegt. Die Verschiebung des distalen Stumpfes relativ zur Prothese beträgt dabei in der Sagittalebene 6.5 mm. Für diesen Fall übersteigt demnach die Relativbewegung zwischen Stumpfende und Schaft betragsmäßig die des Knochens im Weichgewebe.

Eine direkte Erfassung der Relativbewegung zwischen Haut und Schaft ist wegen der schlechten Zugänglichkeit der Schnittstelle und der Nachgiebigkeit der Haut und des darunter liegenden Weichgewebes eher unüblich. In [4] wird beschrieben wie mittels eines Stiftaufbaus die Bewegung des Oberschenkels in transfemorale *Suction Sockets* während des Gehens untersucht werden kann. Die hinterlassenen Stiftmarkierungen auf der Haut sind dabei das Maß, sowohl für Größe als auch Richtung, der Relativbewegung. Eine zeitliche Zuordnung der Relativbewegung zu einer Gangphase wird jedoch nicht getätigt. Aufgrund der schlechten Genauigkeit werden die aufgezeichneten Relativbewegungen in drei Größengruppen (0 – 1.6 mm, 1.6 – 3.16 mm und 3.16 – 6.35 mm) eingeteilt. Die Gruppe der geringsten Bewegung kommt mit 80 % am häufigsten vor. Als relevante Größen werden jedoch lediglich die beiden anderen Gruppen weiter betrachtet (Vorkommen 9, bzw. 11 %). In *Suction Sockets* konzentriert sich die Relativbewegung vor allem in der unteren Hälfte des Schafts.

Zusätzlich zur vorher beschriebenen Erfassung der Tibiabewegung im Weichgewebe in [11] wird dort auch die Relativbewegung zwischen Haut und Schaftwand mittels SXCT erfasst. Durch die statische Mehrbelastung von 133.5 N wird in der Sagittalebene insgesamt eine Verschiebung des distalen Stumpfes um 6.5 mm registriert. Im Gangzyklus ist eine Mehrbelastung von bis zu 120 % der Körpermasse des Probanden möglich [14]. Ein höherer Verschiebungsbetrag ist demnach realistisch. Durch die unterschiedlichen Markerpositionen (siehe Abbildung 3.6) kann gezeigt werden, dass sich die Haut und das darunter liegende Weichgewebe verformt. Nicht alle Messpunkte verschieben sich um den gleichen Betrag. Passend zu den Erkenntnissen in [4] findet auch im untersuchten PTB-Schaft die größte Relativbewegung am distalen Schaftende statt [11].

Deutlich üblicher als die Erfassung der Relativbewegung ist die Analyse der auftretenden Druckbelastungen in der Stumpf-Schaft-Schnittstelle. Die relevanten Messmethoden werden im nachfolgenden Teilabschnitt vorgestellt.

Experimentelle Erfassung von Druckbelastungen

Durch den fehlenden Angriffspunkt an die Skelettstruktur wird in der Beinprothetik¹⁵ das Weichgewebe des Stumpfes (einschließlich der Haut) zur Krafteinleitung genutzt. An der Stumpf-Schaft-Schnittstelle herrscht deshalb ein dreidimensionaler Spannungszustand. APPOLDT und Kollegen waren im Jahr 1970 die ersten, die mittels experimenteller Messungen quantitative Werte für die wirkenden Tangentialspannungen veröffentlicht haben [5].

Seit der Arbeit von APPOLDT sind, mit dem Ziel in der Schaftanpassungsphase auf diese Weise potentielle Versagensstellen am Stumpf identifizieren zu können, verschiedene Spannungssensoren entwickelt worden. Bis dato finden diese in der klinischen Patientenversorgung jedoch keine nennenswerte Anwendung. Qualitative Aussagen über Spannungszustände werden in der Anpassungsphase vor allem mittels

¹⁴ TT steht für trans-tibial und bedeutet unterschlenkelamputiert.

¹⁵ Ausgenommen ist hier die Technik der Oseointegration (siehe [52, S. 27]).

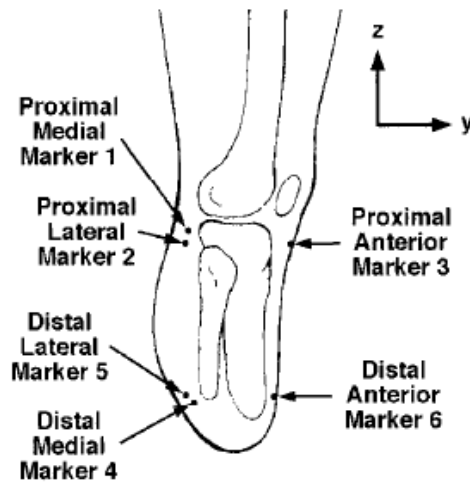


Abbildung 3.6.: Messpunkte zur Erfassung der Relativbewegung zwischen Haut und Schaftwand [11]

durchsichtiger Testschäfte¹⁶ realisiert [50].

Grund dafür ist möglicherweise die Positionierung der Sensoren am und im Schaftsystem. Die existierenden Messsysteme lassen sich, unter Berücksichtigung der Positionierung, in zwei Gruppen einteilen. Auf der einen Seite Systeme, die direkt in den Schaft gelegt werden können (*transducer arrays* bspw. F-SOCKET™ Systems der Firma TEKSCAN vgl. [15] und [49]) und auf der anderen Seite Systeme, die einen Testschaft mit Bohrungen für die Sensoren benötigen (*discrete transducers* vgl. bspw. [2, 5, 19]).

Das in Abbildung 3.7 dargestellte *Transducer Array*-System hat den Vorteil, dass es ohne Veränderungen am Schaft dort direkt eingelegt werden kann. Die Erfassung der im Schaft auftretenden Normalspannungen lässt sich deshalb auch am Alltagsschaft eines Patienten realisieren. Die etwa 0.15 mm [60] dicken Sensoren können zurechtgeschnitten und, durch die vorhandene Flexibilität des Sensors, in die individuelle Schaftinnenkontur gelegt werden. Durch die Verwendung mehrerer Sensorsysteme lässt sich eine Abdeckung von bis zu 90 % der inneren Schaftkontur erreichen [15].

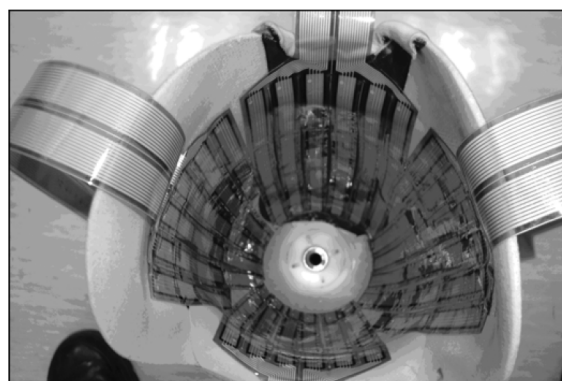


Abbildung 3.7.: Alltagsschaft einer Testperson, der mit vier F-SOCKET™ Systems der Firma TEKSCAN ausgestattet wurde [15]

Im Gegensatz zu den *Transducer Arrays* ist bei der experimentellen Ermittlung des dreidimensionalen Spannungszustands in der Schnittstelle mittels *diskreter Transducer* die Vorbereitung eines speziellen Testschafts notwendig. Abbildung 3.8 zeigt sowohl die Außen-, als auch die Innenansicht eines solchen

¹⁶ Siehe hierzu auch [17, Abschnitt 3.2].

Messaufbaus. Die Erfassung der Spannungen erfolgt dabei lediglich an ausgewählten Punkten. An diesen Stellen ist der Testschaft mit entsprechenden Löchern zu versehen. Die Sensoren werden dann so in den Schaft eingebracht, dass diese mit dem Schaftinneren bündig schließen.

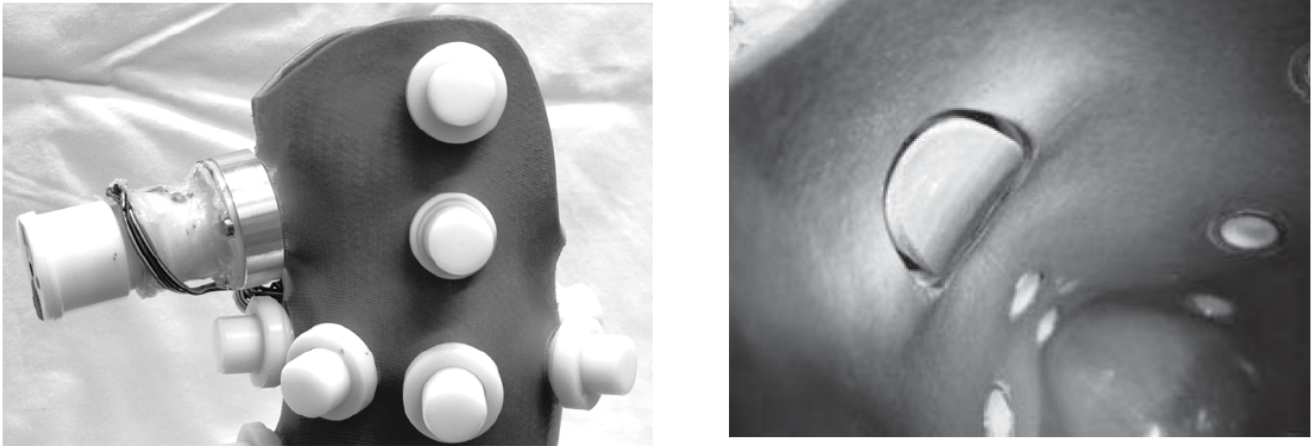


Abbildung 3.8.: Testschaft einer Testperson, ausgestattet mit *diskreten Transducern* Außenansicht (links), sowie Innenansicht (rechts) [2]

Die experimentelle Erfassung des Spannungszustands an der Schnittstelle dient im Wesentlichen zum Wissensaufbau im Bereich der Kraftübertragung sowie zur Beurteilung verschiedener Schaftdesigns und -passformen. Ein weiterer Aspekt ist die Validierung von FEM-Modellen (siehe nachfolgender Abschnitt). Im Allgemeinen unterliegen die experimentell ermittelten Druckbelastungen der verschiedenen Studien hohen Streuungen. Als Gründe dafür werden die verschiedenen Schaftdesigns, die individuelle Stumpfzusammensetzung und die unterschiedlichen Charakteristiken der Messinstrumente genannt (vgl. [34]).

Entwicklung von Interaktionsmodellen

Obwohl Druckverteilungen an der Schnittstelle gemessen werden können, ist eine flächendeckende Erfassung über den kompletten Kontaktbereich schwierig. Eine solche ganzheitliche Analyse der Schnittstelle wird durch die Entwicklung von Simulationsmodellen möglich. Mittels adäquater Modelle lassen sich sowohl quantitative Informationen über die Kraftübertragung zwischen Prothese und Stumpf gewinnen, als auch Aussagen über Druckverteilung, Dehnungsverhalten und Bewegung im modellierten Bereich tätigen [34]. Des Weiteren lassen sich mittels solcher Modelle Parameterstudien durchführen. So kann beispielsweise der Einfluss von Stumpflänge oder Aufbauvariation auf die auftretenden Druckbelastungen analysiert werden [67]. Seit Ende der achtziger Jahre [67] haben finite Elemente Methoden in der Modellentwicklung bei der Betrachtung der Stumpf-Schaft-Schnittstelle an Bedeutung gewonnen.

Die Grundidee von FEM besteht darin das mechanische Verhalten – Deformation, Spannungen, usw. – eines Festkörpers nicht durch *Ganzfeldansätze*¹⁷, sondern durch das Anwenden diskretisierender Methoden, zu bestimmen. Dafür wird die betrachtete Geometrie in endliche Elemente zerlegt, die untereinander durch Elementknoten verbunden sind. Diesen Elementen werden mechanische Eigenschaften zugewiesen und gegebenenfalls wirkende Randbedingungen auferlegt. Die mathematische Lösung wird für jedes Element approximiert (dabei wird der Einfluss von Elementen untereinander berücksichtigt), das System von Differentialgleichungen gelöst und daraus letztendlich eine ganzheitliche Lösung des

¹⁷ Geschlossene Lösungen der Differentialgleichungen [58].

Problems simuliert [58].

Bei der Stumpf-Schaft-Schnittstelle handelt es sich um ein komplexes Problem [70]. Einerseits liegt diese Problematik in der dreidimensionalen und individuell geprägten Stumpfkantur und -zusammensetzung (Herangehensweisen zur Digitalisierung des Beinstumpfes wurden bereits in Abschnitt 3.2.2 dargelegt). Daraus ergibt sich die Schwierigkeit der Vereinfachung der Modellgeometrie, bspw. durch Reduktion auf ein zweidimensionales Problem. Auch das Ausnutzen von Symmetrien, wie es häufig zur Verkürzung der Rechenzeit beim Aufbau von Modellen struktureller Probleme genutzt wird, ist kaum sinnvoll. Andererseits liegt die Problematik in der Nichtlinearität des Problems. Nach [58, Abschnitt 9.2] werden nichtlineare Problemstellungen durch einen oder mehrere der folgenden Punkte charakterisiert:

- Geometrisch-nichtlinear (bspw. große Deformationen)
- Physikalisch-nichtlinear (bspw. nichtlineares Materialverhalten)
- Nichtlinearität aufgrund von Randbedingungen

Die Modellierung der Stumpf-Schaft-Schnittstelle umfasst jede dieser drei Eigenschaften [70]. Durch den Anziehvorgang werden dem Stumpf große Deformationen aufgezwungen. Auch beim Laufen kommt es zu geometrischen Nichtlinearitäten an der Schnittstelle. Durch das viskoelastische Materialverhalten der Haut und des Weichgewebes [70] handelt es sich ebenfalls um ein physikalisch-nichtlineares Problem. Zudem ist das Kontaktproblem der Schnittstelle (Wechsel zwischen Schubspannungsübertrag und Relativbewegung) eine nichtlineare Randbedingung. Der Beinstumpf ist ein elastisch deformierbares System. Daraus folgt zum einen, dass sich die beteiligten Körper bei entsprechenden Zugspannungen trennen können müssen, zum anderen dürfen sich bei Druckbelastung die Konturen nicht schneiden. Zachariah und Kollegen teilen existierende FEM-Modelle nach dem Umgang mit diesem Kontaktproblem ein [67]. Dabei lassen sich drei Gruppen definieren:

1. *Glued condition*: Die beiden Teilsysteme Stumpf und Schaft werden als ein Körper modelliert.
2. *Iterationsmodell*: Simulation als ein Körper: Betrachtung der inneren Zugspannungen an der Schnittstelle, bei Bedarf lokales Lösen der Verbindung und erneute Simulation.
3. *Realitätsmodell*: Berücksichtigung von Relativbewegung, modelliert über ein zusätzliches Element zwischen Stumpf und Schaft.

Die Modellierung birgt zusätzlich, neben dem Problem der Nichtlinearitäten, die Schwierigkeit der Implementierung der komplexen mechanischen Eigenschaften des Stumpfes. Diese sind derzeit noch unzureichend und unvollständig beschrieben und limitieren deswegen eine adäquate Modellbildung [34].

Das allgemeine Vorgehen beim Aufbau eines FEM-Modells besteht aus mehreren Teilschritten. Zunächst wird ein Stumpfmodell aufgebaut. Dabei wird die Kontur und Zusammensetzung beispielsweise aus CT-Messungen abgeleitet (vgl. Abschnitt 3.2.2). Je nach Modellkomplexität werden die einzelnen Bestandteile berücksichtigt und ihnen Materialeigenschaften zugewiesen. Dabei können unterschiedliche Vereinfachungen zur Modellierung des Weichgewebes getroffen werden. Unter der Annahme von isotropen, homogenen und linear-elastischen Materialverhalten werden entsprechend Elastizitätsmodul und Querkontraktionszahl (E , bzw. ν) angegeben [70]. Es besteht aber auch die Möglichkeit das nichtlinear elastische Verhalten des Weichgewebes über Mooney-Rivlin-Modelle zu implementieren [34]. Wenn Stumpf und Schaft als Modelle aufgebaut und ihnen mechanische Eigenschaften zugeordnet sind, fehlen noch entsprechende Randbedingungen. Werden lediglich Stumpf und Schaft modelliert, wird der restliche Körper und die Prothese über wirkende Kräfte berücksichtigt (vgl. [31]), auch die Kontaktbedingung zwischen Stumpf und Schaft muss definiert werden. Zusätzlich besteht die Möglichkeit den Anziehvorgang und die daraus resultierende Stauchung des Stumpfes¹⁸ über Verschiebungsrandbedingungen im

¹⁸ Engl. *donning*

Modell zu implementieren (vgl. [70]). Wie bereits durch die Einteilung der Modelle nach [67] deutlich wird, existieren FEM-Modelle unterschiedlicher Komplexität. In Abhängigkeit davon werden bei der Erstellung des Modells nicht alle Teilschritte abgearbeitet, sondern lediglich einige implementiert.

Durch den Abgleich von Modellergebnissen mit experimentell ermittelten Druckverteilungen wird deutlich, dass die Qualität der Modelle der Stumpf-Schaft-Schnittstelle noch unzureichend ist. Beispielsweise liefern TT-Modelle für das Stehen und Gehen zwar gute Approximationen der wirkenden Normalspannungen, die berechneten Schubspannungen werden jedoch deutlich unterschätzt (vgl. [67, S. 7-8]).



4 Vorstellung der Methodik und der theoretischen Grundlagen dieser Arbeit

Im Rahmen dieser Abschlussarbeit wird ein biomechanisches Modell der Stumpf-Schaft-Schnittstelle entwickelt, welches das mechanische Verhalten in der Sagittalebene abbildet. In diesem Kapitel wird das in der Arbeit angewendete methodische Vorgehen erläutert. Dazu werden zunächst allgemein existierende Modellierungsansätze vorgestellt, bevor spezifischer auf die Abstraktion der Schnittstelle eingegangen wird.

4.1 Modellierungsansätze

Technische Systeme und Prozesse können im Allgemeinen durch mathematische Modelle beschrieben werden. Bei der Ableitung eines solchen Modells wird zwischen dem theoretischen und dem experimentellen Modellierungsansatz unterschieden. Isermann [27] bezeichnet die daraus entstehenden Modelle in Abhängigkeit des gewählten Ansatzes als *White* oder *Black-Box-Modell* (vgl. Abbildung 4.1).

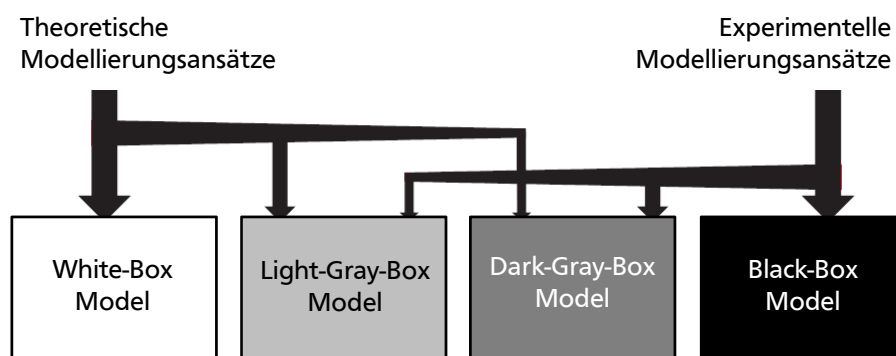


Abbildung 4.1.: Unterschiedliche Modellierungsansätze nach [27, S. 6]

Beim theoretischen Modellierungsansatz sind die physikalischen Gesetze, die dem betrachteten Prozess zugrunde liegen, bekannt. Nach getroffenen Vereinfachungen, wird der Prozess durch die beschreibenden Differentialgleichungen als mathematisches Modell abgebildet. Ein solches Modell wird auch als *White-Box-Modell* bezeichnet. Dieses zeichnet sich dadurch aus, dass die Modellparameter physikalischen Parametern entsprechen [54]. Im Gegensatz dazu sind beim rein experimentellen Modellierungsansatz lediglich die prozessbeschreibenden Ein- und Ausgangsgrößen von Bedeutung. Diese werden messtechnisch erfasst und daraus das Übertragungsverhalten des Systems ermittelt. Die Abbildung des Verhaltens wird über eine beliebige Modellstruktur erreicht, was dazu führt, dass die ermittelten Modellparameter keine physikalische Bedeutung haben (*Black-Box-Modell*). Generell wird die Ableitung eines Modells auf Basis von Messdaten auch als Systemidentifikation bezeichnet. Je nach a priori Kenntnissen über die physikalischen Abläufe im Prozess werden von Isermann Zwischenstufen in Form von *Grey-Box-Modellen* definiert. Diesen liegt häufig eine Annahme über die Struktur des Prozesses zu Grunde. Nach [54] wird in diesem Fall auch von parametrischen Modellen gesprochen, deren Parameter zwar einer gewissen Modellvorstellung zugeordnet werden können, aber nicht zwingend physikalischen Parametern entsprechen.

Die beschriebenen Modellierungsansätze unterscheiden sich grundlegend im Hinblick auf ihre Eigenschaften, welche zusammenfassend in Tabelle 4.1 dargestellt sind. Um von beiden Ansätzen profitieren zu können, wird nur selten rein theoretisch oder rein experimentell modelliert. Maßgeblich werden Mischformen, die zu *Grey-Box-Modellen* führen, verfolgt.

Tabelle 4.1.: Zusammenstellung der Eigenschaften theoretischer und experimenteller Modellierungsansätze [27, S. 7]

Theoretische Modellierung	Systemidentifikation
<ul style="list-style-type: none"> • Modellstruktur folgt den Naturgesetzen • Modellierung sowohl des Übertragungsverhaltens als auch innerer Systemvorgänge • Großer Gültigkeitsbereich des Modells und Übertragbarkeit auf ähnliche Systeme • Modellkoeffizienten sind nicht exakt bekannt • Innere Vorgänge des Prozesses müssen bekannt und mathematisch beschreibbar sein • Typischerweise langwieriger Modellierungsprozess • Modelle sind häufig komplex und detailliert 	<ul style="list-style-type: none"> • Modellstruktur muss angenommen werden • Lediglich das Übertragungsverhalten wird identifiziert • Modell ist nur innerhalb betrachteter Betriebsgrenzen und für das identifizierte System gültig • Präzisere Modellkoeffizienten innerhalb der betrachteten Betriebsgrenzen • Identifikationsmethoden sind unabhängig vom betrachteten System • Schneller Modellierungsprozess, wenn Identifikationsmethoden existieren • Modellkomplexität kann dem Anwendungsfall angepasst werden

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein experimenteller Modellierungsansatz verfolgt, dessen methodisches Vorgehen in den folgenden Abschnitten erläutert wird.

4.2 Allgemeine Methodik der Systemidentifikation

Eine Systemidentifikation besteht im Wesentlichen aus einem experimentellen und einem simulativen Arbeitsabschnitt. Im folgenden Teilkapitel wird der allgemeine Ablauf einer vollständigen Systemidentifikation beschrieben.

Im Vorlauf zur experimentellen Analyse des Systems müssen zunächst messbare Eingangs- und Ausgangssignale des Prozesses definiert werden. Durch diese Größen muss der zu modellierende Prozess beschreibbar sein. Unter Berücksichtigung des abzudeckenden Betriebsbereichs des Prozesses (vgl. Tabelle 4.1) erfolgt die Erhebung von Referenzdaten. Nach Abschluss der Messdatenauswertung ist das Übertragungsverhalten des Systems bekannt.

Der simulative Arbeitsabschnitt ist ein iterativer Prozess bestehend aus Modellentwicklung, Parameteridentifikation und Modellevaluierung. Je nach Ergebnis des Evaluierungsabschnitts wird der Zyklus erneut durchlaufen. Erster Teil des Arbeitspakets ist demnach die Entwicklung einer Modellstruktur, die das experimentell ermittelte Übertragungsverhalten wiedergeben kann. Bei einer solchen Systemidentifikation, bei der Systemeingänge und -ausgänge bekannt sind, die Modellstruktur jedoch unbekannt ist, wird häufig auch von einem *inversen Problem* gesprochen (vgl. [59]). Das zeitliche Verhalten der entwickelten Struktur wird über Differentialgleichungen beschrieben. Durch die Implementierung der Modellstruktur in eine entsprechende Software, bspw. MATLAB, lassen sich über Identifikationsmethoden

(siehe Abschnitt 4.2.1) die fehlenden Parameter iterativ schätzen. Im Anschluss wird das entwickelte Modell evaluiert.

4.2.1 Identifikationsmethode

Im folgenden Abschnitt werden die mathematischen Grundlagen der im Rahmen dieser Arbeit genutzten Identifikationsmethoden erläutert. Für weiterführende Informationen bezüglich Möglichkeiten der Systemidentifikation sei an dieser Stelle auf [27] und [54] verwiesen. Diese bieten einen guten Überblick über die Theorie gängiger Identifikationsmethoden. Des Weiteren bietet [35] einen guten Einstieg für die praktische Umsetzung der vorgestellten Methodik.

Theoretische Grundlagen des Least-Square-Algorithmus

Der Least-Square-Algorithmus, auch *Methode der kleinsten Fehlerquadrate* genannt, dient zur Lösung überbestimmter Gleichungssysteme. Die Berechnung der optimalen Parameter Θ erfolgt dabei durch die Minimierung der quadrierten Gleichungsfehler E . Ausgangspunkt für die Ermittlung der Parameter ist eine Gleichung für das geschätzte Ausgangssignal \hat{y} als Funktion der Parameterschätzwerte θ_i , $i = 1 \dots n$ [54, S. 119]. Zur Erläuterung wird für den Fall der Stumpf-Schaft-Schnittstelle beispielhaft die Parallelschaltung eines linearen Feder-Dämpfer-Systems angenommen. Die Ausgangsgleichung ergibt sich zu:

$$\hat{y}(t) = \theta_1 u(t) + \theta_2 \dot{u}(t) \quad (4.1)$$

Verglichen mit dem gemessenen Systemausgangssignal $y(t)$ ergibt sich mit (4.1) folgender Zusammenhang:

$$y(t) = \theta_1 u(t) + \theta_2 \dot{u}(t) + e \quad (4.2)$$

wobei e den Fehler der geschätzten Ausgangsgleichung \hat{y} gegenüber dem gemessenen Signal y beschreibt. Aufgrund der Anzahl an Messstellen und der damit verbundenen Überbestimmtheit des Systems ist es sinnvoll Gleichung (4.1) in Matrizenschreibweise zu formulieren:

$$\hat{Y} = \Phi \Theta \quad (4.3)$$

Zu jedem Schätzwert des Prozessausgangs \hat{y} gehört demnach ein Datenvektor Φ . In diesem Beispiel enthält dieser das gemessene Systemeingangssignal und dessen Ableitung¹. Die Anzahl der Messpunkte m gibt die Größe des Modellausgangsvektors \hat{Y} und der sogenannten Regressionsmatrix Φ vor. Für das Beispiel aus Gleichung (4.1) ergibt sich bei einer Anzahl von m Messpunkten folgendes Gleichungssystem:

$$\begin{bmatrix} \hat{y}(1) \\ \hat{y}(2) \\ \vdots \\ \hat{y}(m) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u(1) & \dot{u}(1) \\ u(2) & \dot{u}(2) \\ \vdots & \vdots \\ u(m) & \dot{u}(m) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Wie bereits einleitend erwähnt erfolgt die Berechnung der $n = 2$ unbekannten Parameter θ_i über die Minimierung der quadrierten Gleichungsfehler, welche über das folgende Gütefunktional beschrieben ist (vgl. [54]):

¹ Das zeitliche Verhalten einer parallelen linearen Feder-Dämpfer-Kombination wird durch $\sigma(t) = k \epsilon(t) + d \dot{\epsilon}(t)$ angegeben.

$$\min_{\Theta} E(\Theta) = \min_{\Theta} \frac{1}{2} \|Y - \Phi \Theta\|^2 = \min_{\Theta} \left[\frac{1}{2} (Y - \Phi \Theta)^T (Y - \Phi \Theta) \right] \quad (4.5)$$

Zur Lösung des Gleichungssystems und der damit verbundenen Ermittlung der optimalen Parameter θ_i muss die Anzahl der Messzeitpunkte m mindestens gleich der Parameteranzahl n sein. Im Allgemeinen wird die Zahl der sogenannten Trainingspaare jedoch wesentlich größer gewählt, sodass sich ein überbestimmtes Gleichungssystem ergibt. Wird Gleichung (4.5) nach Θ abgeleitet und zu null gesetzt ergibt sich folgende Gleichung:

$$\Theta = (\Phi' \Phi)^{-1} \Phi' Y = \Phi^+ Y \quad (4.6)$$

Φ^+ bezeichnet dabei die Pseudo-Links-Inverse von Φ . Diese ist ähnlich zu nutzen wie eine Inverse der nicht-quadratischen und somit auch nicht invertierbaren Matrix Φ (vgl. [54, S. 120]). Auf diese Weise werden mittels der gemessenen Systemeingangs- und Ausgangsdaten (und gegebenenfalls deren Ableitungen) die fehlenden Parameter θ_i identifiziert.

4.3 Anwendung der Methodik auf die Problemstellung

Im vorangegangenen Abschnitt wurde die angewendete Methodik von theoretischer Seite beschrieben. In diesem Abschnitt erfolgt nun bereits die Umsetzung einzelner Schritte dieser Methodik auf die konkrete Problemstellung der Modellierung der Stumpf-Schaft-Schnittstelle.

Wie einleitend in Abschnitt 4.2 erläutert werden bei der Anwendung des experimentellen Modellierungsansatzes zunächst die prozessbeschreibenden Ein- und Ausgangsgrößen definiert und somit die Systemgrenzen des Modells festgelegt. Als weitere methodische Komponente soll an dieser Stelle der Umgang mit der durchzuführenden Parameteridentifikation und Modellevaluierung aufgrund von Messdaten beschrieben werden.

4.3.1 Definition der System- und Modellgrenzen

Abbildung 4.2 zeigt die Einbettung des Beinstumpfes (grau) im Schaft der Prothese (schwarz). Diese beiden Körper können sich relativ zueinander bewegen, was durch die beiden Koordinatensysteme der entsprechenden Farbe angedeutet ist. Als Eingangsgröße des Modells werden die Belastungen am distalen Stumpfende definiert (grün). Als Ausgangsgröße des Modells wird die Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft (rot) festgelegt.



Abbildung 4.2.: Sagittalansicht der Stumpf-Schaft-Schnittstelle mit den definierten Systemgrenzen

Mittels der gewählten Prozesseingangs- und Prozessausgangsgrößen lässt sich das Übertragungsverhalten für den Zeitbereich der Standphase abbilden. In dieser Gangphase ist die Bewegung des Stumpfes, besonders in Beinachsenrichtung (vgl. [11]), passiv bedingt. Durch die wirkenden Belastungen ist eine Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft anzunehmen. In der Schwungphase obliegt dem Bein stumpf die Aufgabe der Prothesenkontrolle - eventuell auftretende Relativbewegungen beruhen nicht auf äußeren Belastungen.

Im experimentellen Modellierungsansatz müssen die definierten Prozessgrößen messtechnisch erfasst werden. Die in dieser Arbeit verwendete Messtechnik wird in Abschnitt 5.3.1 vorgestellt.

4.3.2 Benötigte Referenzdatensätze

Für die Entwicklung des biomechanischen Modells wird ein Referenzdatensatz konstanter Gehgeschwindigkeit verwendet. Bei dieser konstanten Geschwindigkeit handelt es sich um die Vorzugsgehgeschwindigkeit des Probanden. Sowohl für die Identifikation der Parameter als auch zur Evaluierung des Modells werden Messdaten mehrerer Einzelschritte benötigt. In Abhängigkeit der Anzahl von auswertbaren Einzelschritten werden diese anteilig für diese beiden Aufgaben genutzt. Die prozentuale Aufteilung wird dabei auf 40% zur Parameteridentifikation und 60% für die Modellevaluierung festgesetzt.

Zur generellen Evaluierung des entwickelten Modells und zur Abschätzung von dessen Robustheit werden Datensätze verschiedener Gehgeschwindigkeiten benötigt. In Abhängigkeit der Verfügbarkeit von passenden Probanden (vgl. Kapitel 5) dienen dazu wahlweise Referenzdaten anderer Gehgeschwindigkeiten des gleichen Probanden oder Referenzdaten eines anderen Probanden.

4.3.3 Parameteridentifikation

Die in Abschnitt 4.2.1 beschriebene Variante des Least-Square Algorithmus mit Hilfe der Pseudo-Links-Inversen beschränkt sich auf lineare Gleichungssysteme. Durch Nichtlinearitäten² ist es teilweise nicht möglich Gleichung (4.1) in Matrizen Schreibweise zu formulieren. Solche nichtlinearen Least-Square Probleme können in MATLAB beispielsweise über die Funktion *lsqcurvefit* iterativ gelöst werden. Wobei zwischen unterschiedlichen Lösungsalgorithmen gewählt werden kann. Bei überbestimmten Gleichungssystemen bietet sich der *Trust-Region-Reflective* Algorithmus an.

4.3.4 Modellstruktur

Im Rahmen dieser Arbeit wird unter Berücksichtigung des experimentellen Modellierungsansatzes ein zweidimensionales biomechanisches Modell der Stumpf-Schaft-Schnittstelle erstellt. Dabei wird eine Beschreibung der Schnittstelleninteraktion mittels rheologischer Ersatzmodelle angestrebt. Eine Einführung in die Entwicklung solcher Modelle wird in Kapitel 7 gegeben.

² Anhand des Beispiels aus Gleichung (4.1) ergibt sich die Problematik beispielsweise bereits für $\theta_2 \sim u$.



5 Erhebung von Referenzdaten

Das biomechanische Modell der Stumpf-Schaft-Schnittstelle wird mittels experimenteller Modellbildung, die nach [26] auch Identifikation genannt wird, abstrahiert. Dabei werden Ein- und Ausgangssignal des abzubildenden Prozesses gemessen, deren Zusammenhang durch ein mathematisches Modell beschrieben werden kann. Die fehlenden Parameter werden über Identifikationsverfahren ermittelt. Unter Berücksichtigung von a priori Kenntnissen in Bezug auf die Modellstruktur entsteht auf diese Weise ein so genanntes *Grey-Box Modell* [26, Kapitel 2.1] der Stumpf-Schaft-Schnittstelle. Im Rahmen der Modellentwicklung werden demnach Referenzdaten benötigt.

In diesem Kapitel ist die Erhebung der Referenzdaten dokumentiert. Dabei werden zunächst Anforderungen an die Testperson definiert und der teilnehmende Proband vorgestellt. Anschließend wird der Messaufbau zur Erfassung der relevanten Parameter und die verschiedenen Messszenarien - auch im Bezug auf die spätere Modellevaluierung (vgl. Abschnitt 7.1.4) - erläutert.

5.1 Ethische Richtlinien

Die Erhebung der Referenzmessdaten wird nach der Deklaration von Helsinki aus dem Jahr 2008 durchgeführt. Die ethischen Aspekte dieser Untersuchung wurden von der Ethikkommission der Technischen Universität Darmstadt¹, nach Erstantragstellung im Februar 2014, genehmigt. Details zum Antrag sind im Unterordner *Ethikantrag* im digitalen Anhang zu finden.

5.2 Ein geeigneter Proband für die Erhebung des Referenzdatensatzes

Wie durch die verschiedenen vorgestellten Ansätze in Kapitel 3.2 verdeutlicht wurde, ist die Versorgung von Amputierten, besonders in Bezug auf das Schaftsystem, eine sehr individuell geprägte Angelegenheit. Die Konstitution der Testperson zur Erhebung der Referenzdaten hat demnach einen hohen Einfluss auf die Qualität des zu entwickelnden Modells der Stumpf-Schaft-Schnittstelleninteraktion.

Durch diese Relevanz der Testperson in Bezug auf die Güte des Modells ergeben sich gewisse Anforderungen an den Probanden, welche im Folgenden erläutert werden. Im Anschluss erfolgt die Vorstellung der relevanten Eigenschaften der ausgewählten Testperson.

5.2.1 Anforderungen an den Probanden

Für die Erhebung der Referenzdaten ist eine unterschenkelamputierte Testperson einem Oberschenkelamputierten Probanden vorzuziehen. Die Zusammensetzung des Unterschenkels ist im Allgemeinen, besonders aber verglichen mit der des Oberschenkels, geprägt von einem guten Knochen-Weichgewebe-Verhältnis. Die in Kapitel 3.1.2 beschriebene Problematik der Relativbewegung zwischen Haut (Markergrundlage) und Knochen wird auf diese Weise minimiert.

Da im zu entwickelnden Modell der dynamische Lastfall betrachtet wird, sollte die Testperson mindestens der Mobilitätsklasse drei angehören² und seit mindestens 24 Monaten amputiert sein. Damit soll eine abgeschlossene Wundheilung und möglichst schmerzfreies Gehen des Probanden sichergestellt sein.

¹ <http://www.intern.tu-darmstadt.de/gremien/ethikkommission/index.de.jsp>

² Zur Erklärung der Mobilitätsklassen siehe [45].

In Bezug auf den Schaft lässt sich lediglich ein weiches Kriterium definieren. Es sollte sich um das im Alltag genutzte Schaftsystem handeln und das subjektive Empfinden der Testperson gegenüber der Anpassung und Funktionalität sollte positiv ausfallen. Als quantitatives Kriterium wird an dieser Stelle eine minimale Nutzungsdauer des Schaftsystems von drei Monaten definiert.

Bei der Betrachtung der Amputationshöhe und daraus resultierende Stumpflänge kommt es zu einem Zielkonflikt: Zum einen muss genügend Bauraum zur Messung der Belastungen berücksichtigt werden, was durch eine kurze Stumpflänge begünstigt wird. Zum anderen erleichtert ein längerer Beinstumpf die Erfassung der Relativbewegung. Zur Belastungserfassung steht ein Messadapter zur Verfügung, der sich über kommerzielle Pyramidenadapter in den Prothesenaufbau integrieren lässt (vgl. Abschnitt 5.3.1). Dies wird durch Kürzung des Unterschenkelrohrs erreicht. Durch die Bauhöhe des Sensors von etwa 75 mm ergibt sich somit eine minimale Unterschenkelrohrlänge von 80 mm. Tabelle 5.1 fasst die formulierten Anforderungen an die Testperson zusammen.

Tabelle 5.1.: Anforderungen an den Probanden

Eigenschaft	Einschränkung
Amputationsart	TT
Mobilitätsklasse	≥ 3
vergangene Zeit seit Amputation	≥ 24 Monate
Nutzungsdauer Schaftsystem	≥ 3 Monate
Länge Unterschenkelrohr	≥ 80 mm

5.2.2 Vorstellung des Probanden

Mit Hilfe des Orthopädietechnikers Martin Brehm vom SANITÄTSHAUS KLEIN in Dieburg³ konnte ein passender Proband gefunden werden. Dieser ist 49 Jahre alt, seit einem Autounfall im September 1989 transtibial amputiert und ein sehr aktiver Mensch (Mobilitätsklasse vier). Sein Alltagsschaftsystem, welches ein Shuttle-Lock-Prinzip als Verschlusssystem beinhaltet, nutzt er seit drei Jahren. Die geforderte Unterschenkelrohrlänge kann durch die Verwendung einer Ersatzfußprothese⁴ erreicht werden. Seine Alltagsprothese bietet durch die Kombination aus Shuttle-Lock-Prinzip und hohem Carbonprothesenfuß keinen Platz zur Integration des Messadapters. Die Verwendung einer anderen Fußprothese birgt jedoch keinerlei Einschränkungen hinsichtlich des Gangverhaltens des Probanden und ist daher zulässig. Tabelle 5.2 fasst die Eigenschaften der ausgewählten Testperson zusammen.

Tabelle 5.2.: Zusammenstellung der Eigenschaften des Probanden

Eigenschaft	Proband
Amputationsart	TT
Mobilitätsklasse	4
vergangene Zeit seit Amputation	24 Jahre
Nutzungsdauer Schaftsystem	3 Jahre
Schaftsystem	PTB mit Shuttle-Lock Prinzip
Prothesenfuß	LP Vari-Flex [®] mit EVO [™]

³ <http://www.sani-klein.de>

⁴ LP Vari-Flex[®] mit EVO[™] Kategorie 5 Größe 23 (Datenblatt siehe [44])

5.3 Der Messaufbau

Zur Erhebung des Referenzdatensatzes wird eine Ganganalyse durchgeführt. Verglichen mit den in Abschnitt 2.2 vorgestellten Grundlagen sind einige Unterschiede zu beachten. Im Lauflabor der TU Darmstadt steht statt einer konventionellen Laufbahn mit integrierten Kraftmessplatten ein Laufband zur Verfügung, welches mit entsprechender Messtechnik ausgestattet ist. Auf diese Weise können innerhalb vergleichsweise kurzer Zeit viele Doppelschritte aufgezeichnet werden. Die hohe Anzahl an Wiederholungen ermöglicht eine statistische Auswertung der Messergebnisse.

Wie bei der Ganganalyse üblich wird neben der Erfassung der GRF auch eine Bewegungserfassung über markerbasiertes Tracking durchgeführt. Zur Identifikation der Stumpf-Schaft-Schnittstelle werden zusätzlich die auftretenden Belastungen und die Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft aufgezeichnet. Auf die Erfassung von EMG-Signalen wird in der Erhebung des Referenzdatensatzes verzichtet. Abbildung 5.1 verdeutlicht schematisch die verschiedenen relevanten Messgrößen. Die Realisierung deren Erfassung wird in den folgenden Abschnitten erläutert.

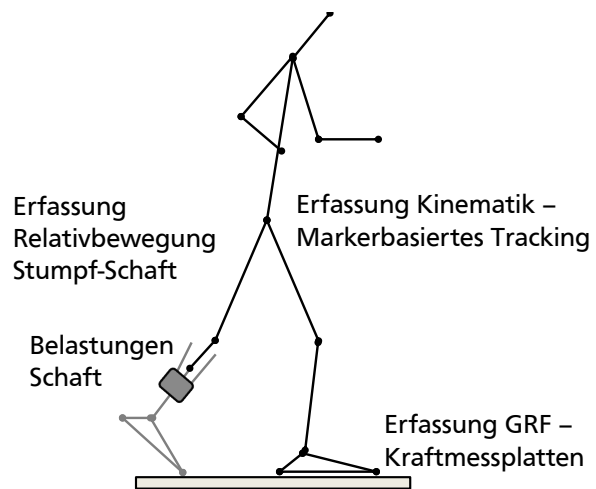


Abbildung 5.1.: Erfassung relevanter Messgrößen

5.3.1 Kurzvorstellung der Messerfassungssysteme

Wie bereits in Abbildung 5.1 dargestellt, werden geeignete Messerfassungssysteme für insgesamt vier relevante Messgrößen benötigt. Die verschiedenen Messdatenerfassungssysteme werden zeitlich über ein analoges Triggersignal synchronisiert. Dieses wird vom Laufband (Kraftmessplatten) vorgegeben, wohingegen die anderen Systeme dem Triggersignal folgen. In den nächsten Abschnitten werden die technischen Daten der einzelnen Systeme vorgestellt.

Erfassung der Bodenreaktionskräfte mittels Kraftmessplatten

Die horizontalen und vertikalen Kräfte werden mit drei, in das Laufband TECMACHINE ADAL3D-WR integrierten, Kraftmessplatten der Firma KISTLER mit einer Abtastrate von 1 kHz gemessen. Zwei eindimensionale Kraftmessplatten messen die vertikalen Kräfte für den linken, bzw. rechten Fuß und eine dreidimensionale Kraftmessplatte wird zur Erfassung der horizontalen Kräfte genutzt. Dabei wird die Aufteilung der horizontalen Kraft auf den linken und den rechten Fuß über eine Referenzmessung für eine typische Gehbewegung aus den Messdaten geschätzt⁵. Die Messungen werden mit dem Programm ADIMIX WALKING 2.0 aufgezeichnet und verwaltet, das ebenfalls zur Ansteuerung des Laufbands verwendet wird.

⁵ Für eine Erläuterung der Problematik siehe Abschnitt A.1.2 im Anhang.

Erfassung der Bewegung durch markerbasiertes Tracking

Für die Bewegungsanalyse werden selbstreflektierende Marker am Körper des Probanden positioniert. Mittels dieser Trajektorienerfassung lassen sich die Bewegungen des Probanden während der Messung rekonstruieren. Die Marker zur Erfassung der Bewegung werden durch insgesamt neun Kameras (des Typs QUALISYS Oqus 310+, bzw. QUALISYS Oqus 300+) mit einer Bildrate von 500 Hz aufgezeichnet. Die Kameras sind rund um das Laufband angeordnet. Im Koordinatensystem der Bewegungserfassung zeigt die y -Achse in Laufrichtung auf dem Laufband, die x -Achse relativ dazu nach rechts und die z -Achse vom Laufband nach oben. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt dabei in der Mitte des Laufbands. Die Messungen werden mit dem Programm QUALISYS TRACKMANAGER 2.7 aufgezeichnet und verwaltet.

Kraft- und Momentenerfassung am distalen Schaftende durch Messadapter

Am Institut für mechatronische Systeme der Technischen Universität Darmstadt ⁶ ist ein Messadapter entwickelt worden, der über Pyramidenadapter in den Prothesenaufbau integriert werden kann. Dazu muss die Länge des Unterschenkelrohrs entsprechend der Messadapterbauhöhe geändert werden. Abbildung 5.2 zeigt den Messadapter.

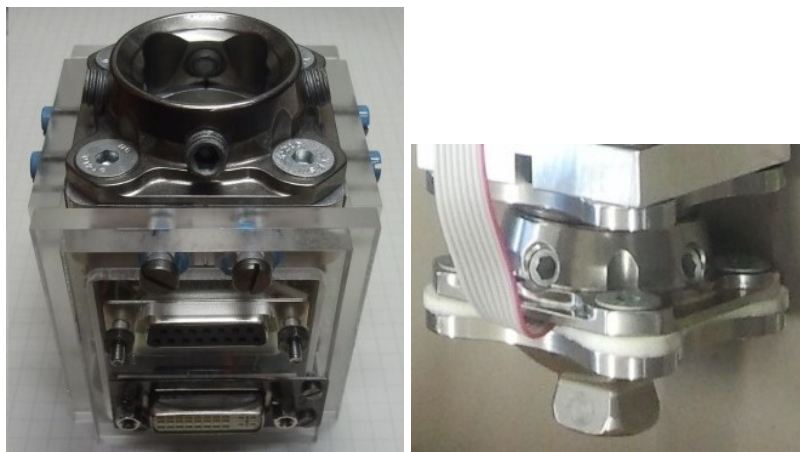


Abbildung 5.2.: Darstellung des Messadapters, proximal (links) und distal (rechts)

Bei dem Messadapter handelt es sich um ein autark arbeitendes Messsystem, welches mittels Dehnmessstreifen die Belastungen in den sechs Freiheitsgraden erfasst und dessen Energieversorgung über einen mitzuführenden Akkumulator erfolgt. Auch die Datenerfassung, die im Echtzeitsystem MYRIO der Firma NATIONAL INSTRUMENTS realisiert ist, wird in einer kleinen Tasche vom Probanden mitgeführt. Die Höhe der Abtastrate ist von der Auslastung des Prozessors abhängig und deshalb über den Messzeitraum nicht zwingend konstant. Der Messadapter inklusive der angeschlossenen Elektronik wiegt etwa 1 kg. Weitere Informationen bezüglich Messbereich und Fehleranalysen liefert [55].

5.3.2 Markerpositionierung

Mittels der Methode des markerbasierten Trackings werden sowohl die ganganalyse-typischen kinematischen Größen als auch die Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft erfasst. Die zur Realisierung

⁶ Ansprechpartner ist der wissenschaftliche Mitarbeiter Dipl.-Ing. Jochen Schuy.

beitragende Positionierung der Marker wird in den folgenden Abschnitten erläutert. In Bezug auf die Erfassung der Schnittstellenbewegung werden zusätzlich weitere Messsysteme diskutiert.

Markerpositionierung zur Bewegungsanalyse

Abbildung 5.3 zeigt die Positionierung der verschiedenen Marker. Dabei handelt es sich um den Standardsatz an Markern, welcher im Lauflabor der Technischen Universität Darmstadt zur Bewegungsanalyse verwendet wird. Die laterale Ansicht zeigt die in Tabelle 5.3 als *symmetrisch* bezeichnete Marker. Deren Anbringung ist an beiden Körperseiten vorzunehmen.

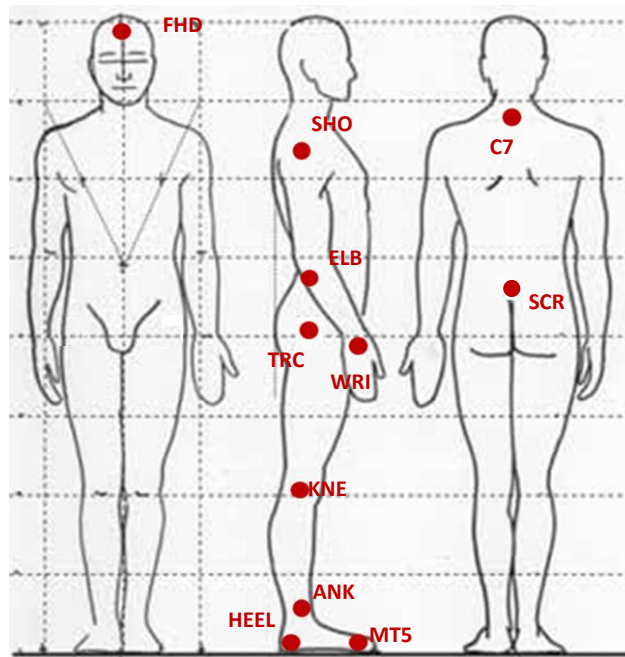


Abbildung 5.3.: Positionierung des Standardmarkersatzes in den drei Körperebenen; Darstellung des Menschen aus [64]

In Tabelle 5.3 sind die verwendeten Marker und deren Anzahl aufgelistet. Insgesamt besteht das Setup zur Erfassung der Gehbewegung aus 19 Markern. Neben der Auflistung der einzelnen Markerpositionen enthält Tabelle 5.3 die Bezeichnungen der einzelnen Marker in der Messsoftware. Diese Benennung ist ebenfalls in Abbildung 5.3 zu finden.

Tabelle 5.3.: Aufzählung der einzelnen Marker

Symmetrie			Einzelmarker Körper	
Bezeichnung		Erklärung	Bezeichnung	Erklärung
R_SHO	L_SHO	2 Schulter	FHD	1 Stirn
R_ELB	L_ELB	2 Ellenbogen	C7	1 Nacken
R_WRI	L_WRI	2 Handgelenk	SCR	1 unterer Rücken
R_TRC	L_TRC	2 Hüfte		
R_KNE	L_KNE	2 Knie		
R_ANK	L_ANK	2 Knöchel		
R_HEEL	L_HEEL	2 Ballen		
R_MT5	L_MT5	2 Ferse		

Erfassung der Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft

Wie bereits in Abschnitt 3.2.3 vorgestellt, werden an der Schnittstelle verschiedene Relativbewegungen zwischen Mensch und Maschine unterschieden. Je nach Berücksichtigung der Art der Relativbewegung verändert sich die Systemgrenze des Modells. Bei den verschiedenen Relativbewegungsarten handelt es sich um:

- Relativbewegung des Knochens im Weichgewebe
- Relativbewegung zwischen Stumpfhaut, bzw. Weichgewebe und Schaftsystem (Schlupf)
- Relativbewegung des Knochens im Schaftsystem

Letztgenannte kann als Kombination der anderen beiden Relativbewegung verstanden werden. Im Folgenden werden die verschiedenen Relativbewegungen im Hinblick auf ihre Erfassbarkeit und der Bedeutung für das zu entwickelnde biomechanische Modell diskutiert.

Zur Detektion der Tibia, bzw. Fibulabewegung im Beinstumpf stehen nicht die passenden Verfahren der Medizintechnik (vgl. Abschnitt 3.2.2) zur Verfügung. Des Weiteren würde sich auf diese Weise das mechanische Verhalten des Stumpfweichgewebes auch im Modell der Schnittstelle wiederfinden. Zur weitestgehenden Isolierung der Schnittstelle eignet sich demnach die Berücksichtigung der Relativbewegung zwischen Schaft und Stumpfhaut. Diese lässt sich auf verschiedene Weisen erfassen (vgl. Abschnitt 3.2.3). Die dort vorgestellten Methoden stehen jedoch entweder nicht zur Verfügung (CT, andere Röntgenverfahren) oder sind in ihrer Erfassung zu ungenau (Stiftaufbau). Im Rahmen der Messungen wird bereits das markerbasierte Tracking zur Analyse der Gehbewegung angewendet. Im Rahmen dieser Masterarbeit soll mittels dieses optischen Verfahrens auch die Erfassung der Relativbewegung zwischen Beinstumpf und Prothesenschaft realisiert werden.

Zur Reduktion des Einflusses des Weichgewebes (vgl. Abschnitt 3.1.2) ist es zweckmäßig die Marker möglichst nah am Knochen zu positionieren. Auf der Vorderseite des Schienbeinknochens ist das Knochen-Weichgewebe-Verhältnis besonders vorteilhaft. Durch die Form von PTB-Schaftsystemen wird dieses jedoch vollständig verdeckt. Abbildung 5.4 zeigt die Alltagsprothese des Probanden in frontaler und lateraler Ansicht und verdeutlicht diese Problematik.



Abbildung 5.4.: Darstellung der Alltagsprothese inklusive Kosmetik des Probanden. Frontale- (links) und laterale (rechts) Ansicht

Eine direkte Messung der Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft mittels markerbasiertem Tracking erfordert die Herstellung eines Testschafts.

Herstellung eines Testschafts

Dieser Testschaft wird vom SANITÄTSHAUS KLEIN gefertigt. Dort existiert bereits ein Gipsmodell des Beinstumpfes des Probanden. Dieses wurde auf *traditionelle* Weise (vgl. Abschnitt 3.2.1) vom Orthopädietechniker Martin Brehm hergestellt und entspricht dem Modell, auf dessen Grundlage der Alltagsschaft des Probanden hergestellt wurde. Aus diesem Gipsmodell wird eine Platte aus einem transparenten Thermoplast zum Testschaft tiefgezogen.

Zur Positionierung der selbstreflektierenden Marker am Beinstumpf muss der Testschaft einen stellenweisen Zugang zu diesem ermöglichen. Aus diesem Grund werden Langlöcher in den Schaft integriert. Dabei ist es wichtig, dass die Stabilität und Kontrolle der Prothese gewährleistet bleibt.

Insgesamt wird der Testschaft mit drei Aussparungen versehen. Das erste Aussparung dient zur Erfassung der Position des anatomischen Kniepunktes. Dies ist unabhängig von der Erfassung der Schnittstellenbewegung und aufgrund der Form des PTB-Schafts notwendig. Bewegt sich der Unterschenkel relativ zum Oberschenkel findet eine Verdrehung im menschlichen Knie statt. Die Bewegung im Knie ist eine Überlagerung zwischen gleiten und rollen⁷, sodass es sich um eine bewegliche Drehachse handelt. Nach [42] lässt sich eine Kompromissdrehachse definieren, die senkrecht zur Sagittalebene liegt. Die Lage dieser Drehachse ist auf den Knieumfang normiert und befindet sich in horizontaler Orientierung bei etwa 60 % der ap-Linie sowie in vertikaler Richtung etwa 16 % oberhalb des Kniespalts. Wie in Abbildung 5.4 (rechts) zu sehen wird diese Kompromissdrehachse vom Alltagsschaft verdeckt, sodass an dieser Stelle eine runde Aussparung gefräst wird. Die Detektion der Relativbewegung zwischen Stumpf und Testschaft wird über zwei weitere Langlöcher, sowohl lateral als auch frontal am Schaft, realisiert. Abbildung 5.5 zeigt den fertigen Testschaft. Die Überslagsrechnungen zur Festlegung der Aussparungsabmessungen sind im Anhang zu finden.



Abbildung 5.5.: Testschaft mit Aussparungsabmessungen in mm

Bereits in Abschnitt 4.3.2 wurde die Notwendigkeit verschiedener Datensätze zur Evaluierung des Modells und dessen Robustheit diskutiert. Aufgrund der Herstellungskosten eines Testschafts werden die erforderlichen Datensätze mit Hilfe eines Probanden erhoben. Als Variationsparameter dient hierbei die

⁷ Für weitere Informationen sei an dieser Stelle auf [28, S. 84] verwiesen.

Gehgeschwindigkeit.

Markerpositionierung an der Schnittstelle

An der Stumpf-Schaft-Schnittstelle werden insgesamt zwölf Marker angebracht. Vier davon werden am Messadapter am distalen Schaftende platziert. Die Anbringung der Marker zur Erfassung der Relativbewegung erfolgt ebenfalls lateral und frontal. Abbildung 5.6 zeigt die Positionierung der Marker an der Schnittstelle. Insgesamt werden acht Referenzpunkte zur Erfassung der Position von Schaft und Messadapter verwendet. Die Stumpfbewegung wird lateral und frontal mit jeweils zwei Markern registriert.



Abbildung 5.6.: Markerpositionierung an der Stumpf-Schaft-Schnittstelle zur Erfassung der Relativbewegung

5.4 Messszenarien

Insgesamt werden drei Messreihen erhoben. Der Messablauf ist dabei stets identisch (vgl. Abschnitt 5.4.2), jedoch wird die durch das Laufband vorgegebene Gehgeschwindigkeit von Messreihe zu Messreihe variiert. Auf diese Weise kann im späteren Verlauf der Arbeit die Robustheit des entwickelten Modells bewertet werden (vgl. Abschnitt 4.3.2).

5.4.1 Ermittlung der drei Gehgeschwindigkeiten

Wie einleitend erläutert werden zur Erhebung des Referenzdatensatzes drei Teilmessungen durchgeführt, die sich im Hinblick auf die Gehgeschwindigkeit voneinander unterscheiden. In diesem Abschnitt wird die Methodik zur Ermittlung der drei Gehgeschwindigkeitsniveaus erläutert.

Zur Ermittlung der Vorzugsgehgeschwindigkeit (v_{Fav}) werden zwei Testläufe durchgeführt. Zunächst wird die Laufbandgeschwindigkeit sukzessive von 0.7 m/s in Schritten von 0.05 m/s erhöht. Der Proband wählt seine Vorzugsgehgeschwindigkeit v_{FavU} . Anschließend wird der umgekehrte Fall zur Ermittlung einer zweiten Vorzugsgehgeschwindigkeit herangezogen. Beginnend von 120 % von v_{FavU} wird die Laufbandgeschwindigkeit sukzessive um 0.05 m/s reduziert. Auf diese Weise wird v_{FavO} ermittelt. Die Vorzugsgehgeschwindigkeit v_{Fav} ergibt sich dann als Mittelwert der beiden Vorzugsgehgeschwindigkeiten aus den Testläufen.

$$v_{\text{Fav}} = \frac{1}{2} (v_{\text{FavU}} + v_{\text{FavO}}) \quad (5.1)$$

Bei der ermittelten Vorzugsgehgeschwindigkeit handelt es sich um die als *normal* bezeichnete Gehgeschwindigkeit. In Vorversuchen wird auf diese Weise eine Vorzugsgehgeschwindigkeit von 0.85 m/s ermittelt. Die Laufbandgeschwindigkeiten für *langsames*, bzw. *schnelles* Gehen werden auf $v_{\text{Fav}} \pm 0.2$ m/s festgesetzt.

5.4.2 Ablauf einer Messung

Zu Beginn der Messung steht das Laufband für 10 Sekunden still und der Proband gerade und ruhig auf dem Laufband. Innerhalb des nächsten Zeitfensters wird pro Sekunde die Laufbandgeschwindigkeit um 0.1 m/s (bzw. im letzten Schritt um 0.15 m/s) erhöht. Danach erfolgt eine Periode konstanter Laufbandgeschwindigkeit von 0.85 ± 0.2 m/s. In diesem Messabschnitt erhobene Referenzdaten werden in der Auswertung berücksichtigt und zur Erstellung des Modells verwendet. Innerhalb des nächsten Zeitfensters wird, analog zum Beschleunigungsvorgang, das Laufband bis zum Stillstand abgebremst und der Proband steht gerade und ruhig auf dem Laufband. Das erläuterte Geschwindigkeitsprofil des Laufbands über der Messdauer zeigt Abbildung 5.7. Dieses Geschwindigkeitsprofil ist für die drei Messungen qualitativ identisch. Die Messdauer der Einzelmessungen beträgt 120 s. Je nach Laufbandgeschwindigkeit werden etwa 50 Doppelschritte bei konstanter Laufbandgeschwindigkeit aufgezeichnet, was eine statistische Auswertung der Messergebnisse ermöglicht.

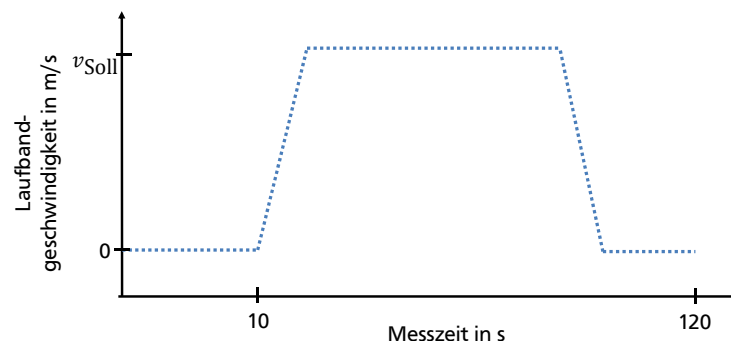


Abbildung 5.7.: Geschwindigkeitsprofil des Laufbands



6 Auswertung der Referenzdaten und Rückschlüsse für die Modellierung

In diesem Kapitel sind die Aufbereitung der erhobenen Referenzdaten und die daraus entstandenen Ergebnisse dokumentiert. Zunächst werden, anhand repräsentativer Plots, erste Erkenntnisse und Entscheidungen bezüglich der Modellierung der Stumpf-Schaft-Schnittstelle erläutert.

6.1 Erste Entscheidungen bezüglich der Modellierung

Ziel dieser Arbeit ist ein biomechanisches Modell der Stumpf-Schaft-Schnittstelle in der Sagittalebene zu entwickeln. Die Sagittalebene wird von der proximo-distalen und anterior-posterioren Körperachse aufgespannt. In Abbildung 6.1 sind die, mit dem Messadapterprototyp gemessenen, Belastungen in den drei Körperachsen über den Verlauf eines Gangzyklus aufgetragen. Ein Gangzyklus besteht zu etwa 60 % aus der Standphase (betrachtetes Bein im Bodenkontakt) und zu etwa 40 % aus der Schwungphase (vgl. [63, Kapitel 2]). Gezeigt ist repräsentativ ein Gangzyklus der Prothesenseite bei mittlerer Gehgeschwindigkeit.

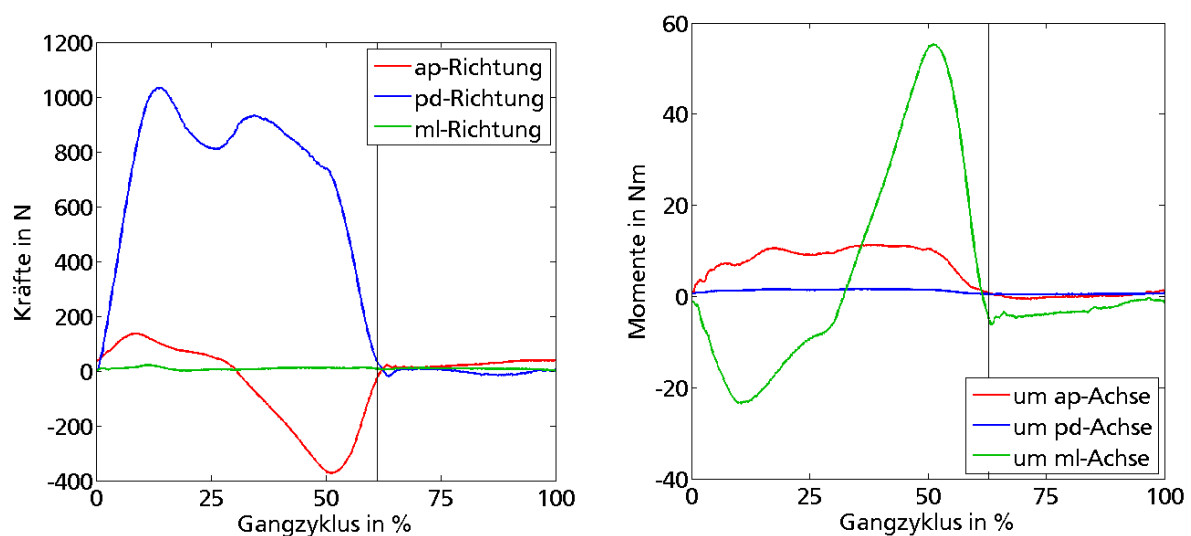


Abbildung 6.1.: Gemessene Belastungen am distalen Schaftende über einen Gangzyklus

Anhand der Abbildungen lassen sich zwei Entscheidungen im Hinblick auf die Modellierung der Schnittstelle begründen. Zum einen zeigt sich, dass in der Sagittalebene die betragsmäßig größten Belastungen auftreten. Sowohl die Kräfte (in Beinachsen, sowie in Laufrichtung), als auch das Moment (um Querrichtungsachse) übersteigen die anderen auftretenden Belastungen um ein Vielfaches. Eine zwei-dimensionale Modellierung der Schnittstelle in der Sagittalebene berücksichtigt somit die relevantesten Belastungen.

Mittels der Diagramme lässt sich zum anderen verdeutlichen, dass im Bereich der Schwungphase (ab etwa 60 % des Gangzyklus) unterhalb des Schafts keine nennenswerten Belastungen auftreten. Einzig die Trägheiten des Systems haben hier einen Einfluss. Der Zusammenhang zwischen gemessenem Ein-

und Ausgangssignal, bzw. das experimentell ermittelte Übertragungsverhalten hat lediglich im Bereich der Standphase Gültigkeit. In dieser Gangphase hat der Beinstumpf die passive Aufgabe der Wahrung der Stabilität. Im Bereich der Schwungphase wird über den Beinstumpf die Prothese gesteuert. Die Zuordnung der definierten Prozessgrößen kehrt sich um. Durch die Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft werden Kräfte zur Steuerung der Prothese aufgebracht. Diese lassen sich mittels des genutzten Messadapterprototypen nicht erfassen. Das in dieser Arbeit entwickelte Modell der Schnittstelle ist demnach auf den Bereich der Standphase begrenzt.

6.2 Messdatenübersicht

Tabelle 6.1 fasst verschiedene Charakteristiken der einzelnen Messreihen zusammen. Zum einen ist die Laufbandgeschwindigkeit in m/s angegeben. Ebenfalls aufgeführt ist die Anzahl der auswertbaren Einzelschritte im Bereich konstanter Laufbandgeschwindigkeit. Wie in Kapitel 4 beschrieben werden 40 % der Schritte zur Parameteridentifikation verwendet, während die übrigen Schritte zur Evaluierung des Modells dienen. Zusätzlich ist die Standphasendauer der Prothesenseite durch den Mittelwert mit der zugehörigen Standardabweichung aller auswertbaren Einzelschritte in Sekunden angegeben. Dies lässt einen Rückschluss auf die notwendige Anpassung der Datensatzlängen zu (vgl. Abschnitt 6.3.4)

Tabelle 6.1.: Übersicht über die einzelnen Messreihen

	langsam	mittel	schnell
Laufbandgeschwindigkeit	0.65 m/s	0.85 m/s	1.05 m/s
Anzahl auswertbarer Einzelschritte	48	53	54
Standphase Prothesenseite – $\bar{X} \pm S$	0.8 ± 0.05 s	0.7 ± 0.026 s	0.65 ± 0.017 s

6.3 Auswertung der Versuchsreihen

Bei der Erfassung des Referenzdatensatzes werden drei verschiedene Messsysteme verwendet. Diese sind zeitlich über ein Triggersignal¹ synchronisiert, unterscheiden sich jedoch teilweise in ihren Eigenschaften. Die Anpassung der erhobenen Datensätze, sowie die Realisierung der Auswertung wird in den folgenden Teilabschnitten erläutert.

6.3.1 Zweidimensionale Messdatenauswertung durch Projektion

Die Koordinaten der Markertrajektorien werden im dreidimensionalen Raum erfasst. Für den Aufbau des Modells wird jedoch lediglich die zweidimensionale Projektion der Trajektorien ausgewertet. Die Bewegung in der Frontalebene wird dabei vernachlässigt, wodurch ein systematischer Fehler bei der Datenauswertung in Kauf genommen wird. Dieser lässt sich, unter anderem, durch die Betrachtung der Längenänderung der projizierten Schaftachse quantifizieren. Der Abstand der Referenzmarker am Schaft ist konstant. Die Längenänderung ergibt sich durch die Projektion der Markertrajektorien in die Sagittalebene und die damit unberücksichtigte Verkipfung des Schafts um die Laufrichtungsachse. Abbildung 6.2 zeigt den maximal auftretenden Projektionsfehler err_{Proj} während der Standphase jedes auswertbaren Einzelschritts mittlerer Gehgeschwindigkeit. Dabei ist der maximale Projektionsfehler über Gleichung (6.1) definiert, wobei Δl die maximale Längenänderung des Schafts darstellt.

$$err_{\text{Proj}} = \frac{\Delta l}{l_{\min}} 100 \% \quad (6.1)$$

Mit einem maximal auftretenden Fehler von weniger als 2 % ist die Vereinfachung der Messdatenauswertung durch eine Projektion der dreidimensionalen Markertrajektorien in die Sagittalebene zulässig.

¹ Analoges 5-V-Signal

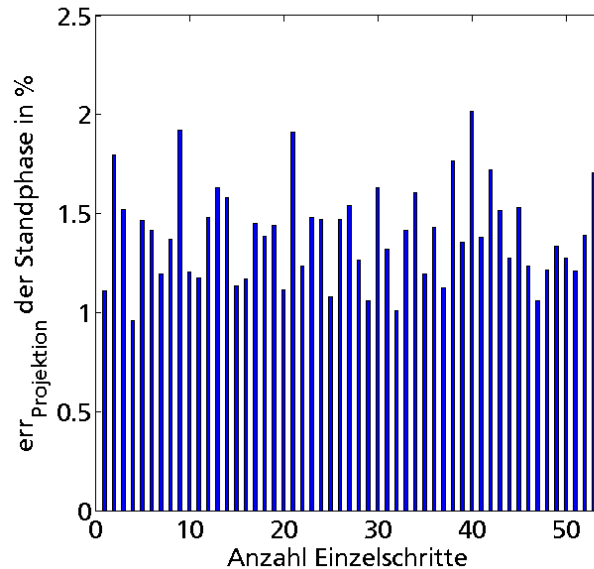


Abbildung 6.2.: Maximal auftretender Projektionsfehler in der Standphase jedes Einzelschritts

6.3.2 Anpassung der Abtastraten

Wie in Abschnitt 5.3.1 beschrieben unterscheiden sich die Datensätze der unterschiedlichen Messerfassungssysteme im Hinblick auf ihre Abtastraten. Während das markerbasierte Tracking und die Kraftmessplatten mit einer konstanten Abtastrate erfasst werden (500 Hz, bzw. 1 kHz), ist die Abtastrate des Messadapterprototyps variabel. Durch die Nutzung des Zeitsignalvektors der Rohdaten des Adapters lassen sich die erfassten Belastungsdaten einer bestimmten Messzeit zuordnen. Mit Hilfe der MATLAB-Funktion *interp1* wird die variable Abtastrate des Messadapters (die bei etwa 1 kHz liegt) auf eine feste Abtastrate von 1 kHz linear interpoliert.

Wegen der, verglichen mit technischen Systemen, niedrigen Frequenzen beim Gehen sind für die kommerzielle Erhebung und Auswertung von Ganganalysedaten Abtastraten bis zu einer unteren Grenze von 100 Hz üblich (vgl. [39]). Aufgrund dessen wird zur Identifikation des Verhaltens der Stumpfschaft-Schnittstelle eine Abtastrate von 500 Hz als ausreichend eingestuft.

Zum Downsampling der Datenreihen aus Messadapter und Kraftmessplatten wird jeweils über zwei Zeitschritte der Mittelwert als neue Stützstelle festgelegt. Dadurch kann, gegenüber eines einfachen Downsamplings, der Einfluss von Messunsicherheiten reduziert werden.

Die experimentelle Ermittlung des Verhaltens der Stumpfschaft-Schnittstelle basiert folglich auf Datensätzen einer festen Abtastrate von 500 Hz.

6.3.3 Isolierung des relevanten Datenbereichs

Wie in Abschnitt 5.4.2 erläutert besteht eine Einzelmessung aus 120 Sekunden, wobei sich diese aus statischen Wartephase des Probanden auf dem stillstehenden Laufband, Be- und Entschleunigungsphasen des Laufbands, sowie einem Bereich konstanter Laufbandgeschwindigkeit zusammensetzen (vgl. Abbildung 5.7). In den Datensätzen wird zunächst der Bereich konstanter Laufbandgeschwindigkeit isoliert. Lediglich einzelne Schritte in diesem Zeitfenster werden für die Identifikation des Schnittstellenverhaltens verwendet². Der Bereich konstanter Laufbandgeschwindigkeit lässt sich aus dem Datensatz der Laufbandgeschwindigkeit, welcher in den Rohdaten der Kraftmessplatten enthalten ist, ermitteln.

² Für weitere Details siehe *Skript_Messbereich_isolieren* im digitalen Anhang.

6.3.4 Isolierung der Einzelschritte und Anpassung der Datensatzlänge

Nachdem der Bereich konstanter Laufbandgeschwindigkeit isoliert wurde, enthalten die Datensätze nun eine Vielzahl aneinandergereihter Einzelschritte annähernd gleicher Gehgeschwindigkeit. Um die Messdaten statistisch auswerten zu können, wird der fortlaufende Datensatz in die verschiedenen Einzelschritte aufgesplittet. Zur Identifikation der Schrittsegmente wird das Kraftsignal in Beinachsenrichtung verwendet. In diesem Signal lassen sich die Bereiche der einzelnen Standphasen durch die Suche nach Überschreitungen von Grenzwerten isolieren³.

Aufgrund von Schwankungen im Gangverhalten besteht nicht jede Standphase aus der gleichen Anzahl von Zeitschritten. Um die Einzelschritte miteinander vergleichen zu können werden diese auf 100 % normiert. In Abhängigkeit der auftretenden Zeitschritte werden diese auf eine feste Datensatzlänge interpoliert⁴.

6.3.5 Koordinatentransformation

Durch die Positionierung von Markern an der Stumpf-Schaft-Schnittstelle (vgl. Abschnitt 5.3.2) lassen sich verschiedene Referenzachsen aufspannen. Abbildung 6.3 zeigt, farblich gekennzeichnet, diese Referenzachsen. Dabei handelt es sich um Schaftachsen (blau), Stumpfachsen (rot) und Adapterachsen (schwarz). Während die Orientierung zwischen Schaft- und Adapterachsen fest ist, können sich die Stumpfachsen relativ zu den anderen Achsen bewegen. Diese Relativbewegung zwischen Stumpf- und Schaftachsen dient der Identifikation der Schnittstelle als Ausgangsgröße.

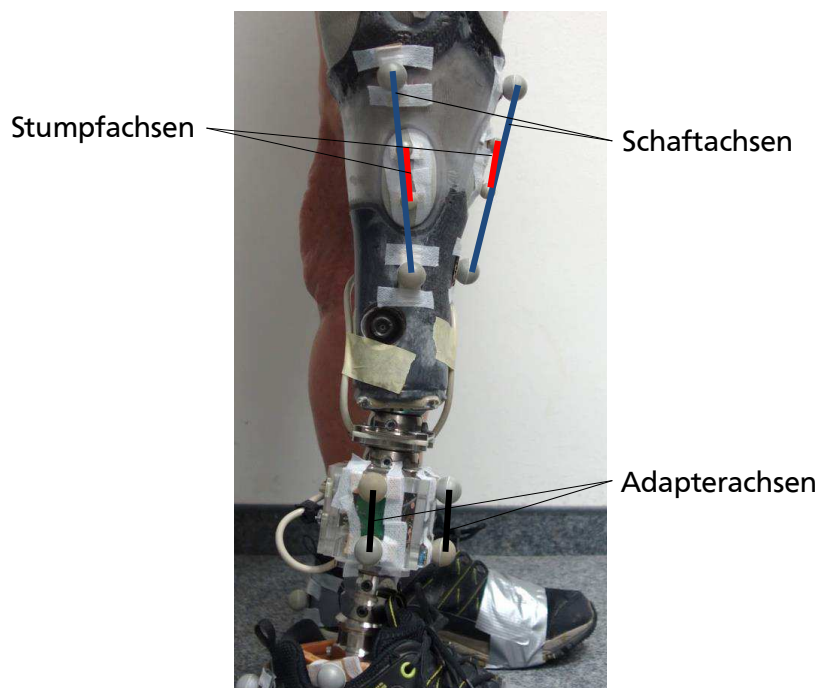


Abbildung 6.3.: Sagittalansicht der Stumpf-Schaft-Schnittstelle mit aufgespannten Referenzachsen

Der Prothesenaufbau des Probanden ist nicht gerade, was sich auch an der unterschiedlichen Orientierung der Adapter- und Schaftachse zeigt. Die lokal gemessenen Ein- und Ausgangssignale entsprechen

³ Das Skript zur Identifikation der Standphasen wurde weitestgehend von Herrn Martin Grimmer, wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Sportwissenschaft der TU Darmstadt, übernommen und ist im digitalen Anhang zu finden.

⁴ Für weitere Details siehe *Skript_Mittelwertbildung* im digitalen Anhang.

demnach nicht den selben Koordinatenachsen. Das Koordinatensystem (KOS) der Systemeingangsgröße in Form von Belastungen im Unterschenkelrohr, ist gegenüber des KOS der errechneten Relativbewegung (Systemausgangsgröße) verschoben und verdreht. Um das Übertragungsverhalten der Schnittstelle über die gemessenen Signale abbilden zu können wird eine der beiden Größen transformiert.

Die Orientierung und Lage der beiden lokalen KOS zueinander lässt sich aus den Daten der statischen Wartephase des Probanden am Anfang der Messreihe extrahieren. Mittels dieser Informationen kann die Koordinatentransformation vollzogen werden. Die notwendigen Schritte in der Datenauswertung werden in den folgenden Unterkapiteln erläutert.

Auswertung der statischen Wartephase

Zunächst muss aus dem Datensatz der Bereich der statischen Wartephase isoliert werden. Über diesen Bereich (3000 Zeitschritte) werden, um den Einfluss von Messunsicherheiten zu reduzieren, die erfassten Markertrajektorien gemittelt. Die gemittelten Positionen der Marker werden anschließend genutzt, um die, in Abbildung 6.3 vorgestellten, Achsen aufzuspannen. Abbildung 6.4 zeigt die, auf diese Weise gewonnene, Referenzorientierung der Achsen aus den Messdaten. Die Abbildung ist analog zu Abbildung 6.3 zu verstehen, es handelt sich um die Projektion der einzelnen, dreidimensional erfassten, Marker auf die Sagittalebene.

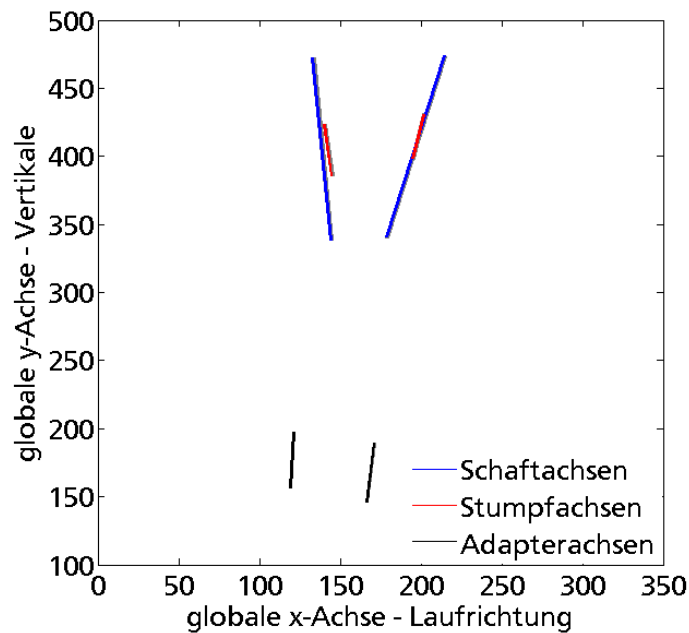


Abbildung 6.4.: Orientierung der verschiedenen Referenzachsen - aus den Messdaten

Mit Hilfe dieser Referenz lassen sich mittels analytischer Geometrie (vgl. [40, Kapitel 4]) sowohl die Orientierung, als auch die Lage der verschiedenen Achsen zueinander bestimmen⁵. Die Steigung m einer Geraden, die durch zwei Punkte P_1 und P_2 in kartesischen Koordinaten definiert ist, ergibt sich nach Gleichung (6.2) zu:

$$m = \frac{P_1 - P_2}{|P_1 - P_2|} \quad (6.2)$$

⁵ Für weitere Details siehe *Skript_Referenz_Stand* im digitalen Anhang.

Des Weiteren kann durch Einsetzen der Steigungen von zwei Achsen m_1 und m_2 unter Verwendung des Skalarprodukts, der von den Achsen eingeschlossene Winkel nach Gleichung 6.3 bestimmt werden:

$$\beta = \arccos\left(\frac{m_1 m_2}{|m_1| |m_2|}\right) \quad (6.3)$$

Transformation der Belastungen

Mit Hilfe des ermittelten Winkels zwischen Schaft- und Adapterachse lassen sich die gemessenen Belastungen von Adapterkoordinaten ins schaftfeste KOS umrechnen. Dieses schaftfeste KOS, bestehend aus ap und pd-Achse, wird im weiteren Verlauf dieser Arbeit als KOS der Sagittalebene bezeichnet. Abbildung 6.5 zeigt die Umrechnung der Kraftvektoren in der Sagittalebene. Die beiden KOS sind zueinander um den Winkel γ verdreht. Über trigonometrische Beziehungen ergeben sich die, in Gleichungen (6.4)-(6.5) angegebenen, Kraftvektoren.

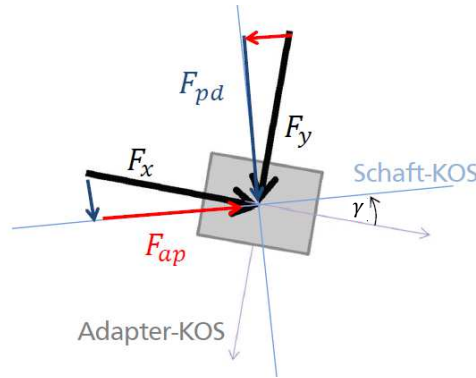


Abbildung 6.5.: Umrechnung der Belastungen von Adapterkoordinaten in Schaftkoordinaten

$$F_{ap} = -\sin(\gamma) F_y + \cos(\gamma) F_x \quad (6.4)$$

$$F_{pd} = \cos(\gamma) F_y + \sin(\gamma) F_x \quad (6.5)$$

Bereits in Abschnitt 4.3.1 sind die Systemgrenzen für das zu entwickelnde Modell vorgestellt worden. Dabei wurde als Ort der Krafteinleitung das distale Stumpfende definiert. In Analogie zur Balkentheorie (vgl. [24, Kapitel 7]) sind unter der Annahme einer steifen Kopplung zwischen Schaft und Messadapter die umgerechneten Kräfte im Adaptermesspunkt äquivalent zu den am distalen Stumpfende wirkenden. Lediglich das wirkende Moment muss für die definierte Modellgrenze berechnet werden. Aufgrund des Aufbaus der Prothese ist der Schaft gegenüber dem Messadapter in beiden Achsenrichtungen verschoben. Deshalb üben die im Adaptermesspunkt gemessenen Kräfte in Schaftkoordinaten zusätzlich ein Moment auf den Beinstumpf aus. Abbildung 6.6 zeigt diesen Zusammenhang.

Neben der Benennung der Belastungen im Adaptermesspunkt ist auch die Position des Schaftmarkers definiert, welcher die untere Modellgrenze festlegt. Zur Berechnung des wirkenden Moments sind die entsprechenden Hebelarme der Kraftvektoren im Adaptermesspunkt angegeben. Das wirkende Moment berechnet sich nach Gleichung 6.6 zu:

$$M_{ml} = M_z - F_{pd} h_{pd} - F_{ap} h_{ap} \quad (6.6)$$

Die Werte der Hebelarme h_{pd} , bzw. h_{ap} werden aus der Auswertung der statischen Wartephase gewonnen.

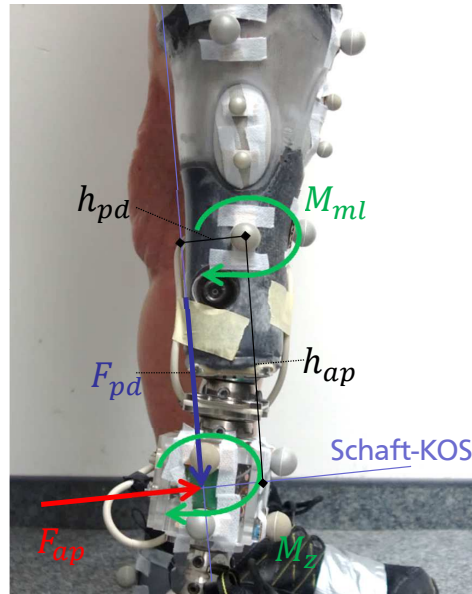


Abbildung 6.6.: Zusammensetzung des im Stumpfmarker wirkenden Moments in ml-Richtung

6.3.6 Berechnung der Relativbewegung

Zur Berechnung der Relativbewegung werden die seitlichen Schaft- und Stumpfmarker genutzt. Jeweils zwei Marker (vgl. Abbildung 6.3) spannen die Schaft- und Stumpfachse auf. Abbildung 6.7 zeigt repräsentativ die Orientierung dieser Achsen im globalen KOS über den Zeitbereich einer Standphase. Jedes Vektorenpaar kennzeichnet dabei einen Zeitschritt in der Abfolge der Standphase (zur besseren Übersichtlichkeit ist lediglich jeder zehnte Zeitschritt dargestellt).

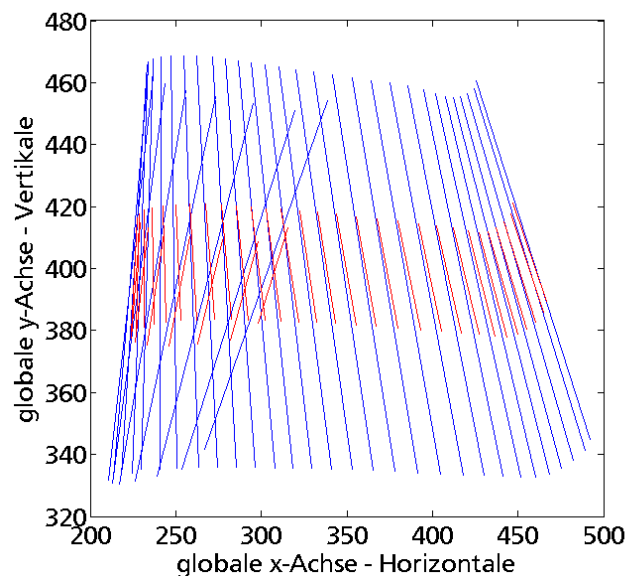


Abbildung 6.7.: Globale Orientierung der sagittalen Schaftachse (blau) und Stumpfachse (rot) über eine repräsentative Standphase

Die Darstellung ist, aufgrund der Bewegung des Laufbands, ungewohnt. Der Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts (IC) findet vor der Fersenablösung (TO) statt (vgl. Abschnitt 2.2.1). Wegen der Laufbandbewegung ist der Vektor zum Zeitpunkt des IC auch örtlich vor dem Vektor des TO. Die zeitliche Abfolge der

Vektorenpaare verdeutlicht sich ebenfalls anhand des Tibiawinkels (Orientierung des Unterschenkels).

Bereits bei der Betrachtung dieser Abbildung ist eine Relativbewegung zwischen Schaft- und Stumpfachse zu erkennen, welche im Folgenden weiter quantifiziert werden soll.

In der zweidimensionalen Betrachtung der Schnittstelle sind drei Relativbewegungen zu unterscheiden – zwei Translationen und eine Rotation. Durch die Bewegung des Bezugskoordinatensystems (Schaft) über die Standphase muss bei der Auswertung der Relativbewegung den Berechnungen stets die momentane Schaftachse zugrunde gelegt werden. Während für die Auswertung der Translationsbewegung lediglich ein Stumpfmarker notwendig ist, muss für die Rotationsbewegung die Stumpfachse betrachtet werden.

Berechnung Translationsbewegung

Als Berechnungsgrundlage der Translationsbewegung dienen ebenfalls die Methoden der analytischen Geometrie (vgl. [40, Kapitel 4]). Abbildung 6.8 zeigt repräsentativ die Abstandsberechnung für einen Zeitschritt. Zur Berechnung wird zu jedem Zeitpunkt i der Normalenvektor \vec{n}_i der Schaftachse gebildet. Mit Hilfe des Normalenvektors des Schafts wird die Lotgerade aufgespannt, die den Stumpfmarker schneidet. Die Änderung des zeitabhängigen Abstands zwischen Lotfußpunkt und Stumpfmarker entspricht der Relativbewegung⁶.

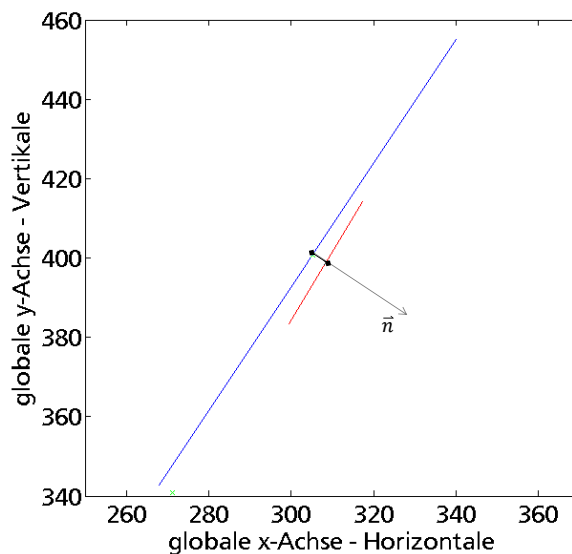


Abbildung 6.8.: Visualisierung der Abstandsberechnung in ap-Richtung: Schaftachse (blau), Normalenvektor der Schaftachse \vec{n} sowie Stumpfachse (rot).

Berechnung Rotationsbewegung

Die Berechnung der Rotationsbewegung erfolgt über die relative Orientierung der Stumpfachse zur Schaftachse. Dazu wird zu jedem Zeitschritt die Orientierung der Achsen zu einer vertikalen Bezugsachse berechnet. Die Differenz zwischen den Winkeln (Stumpf-Vertikale und Schaft-Vertikale) entspricht der Relativrotation⁷.

⁶ Für weitere Details siehe *Skript_Relativ_Vektoren* im digitalen Anhang.

⁷ Für weitere Details siehe Abschnitt *Verdrehung* in *Skript_Relativ_Vektoren* im digitalen Anhang.

Die Auswertung der Relativverdrehung basiert auf der Annahme einer steifen Stumpfachse. Eine unabhängig voneinander stattfindende Bewegung der beiden Stumpfmarker führt zu fehlerbehafteten Ergebnissen. Aus diesem Grund wird im folgenden Abschnitt die Differenz der Stumpfmarkerbewegung analysiert.

6.4 Fehlerabschätzung

Wie in Abschnitt 5.3.2 vorgestellt sind am Beinstumpf zur Detektion der Schnittstellenbewegung zwei Marker positioniert. Zur Ermittlung der translatorischen Relativbewegung genügt die Betrachtung eines Markers, hingegen werden zur Auswertung der rotatorischen Relativbewegung beide Marker benötigt (vgl. Abschnitt 6.3.6).

Aufgrund des mechanischen Verhaltens des Weichgewebes ist es möglich, dass sich die beiden Stumpfmarker unabhängig voneinander bewegen (vgl. [11]). Bei der Ermittlung der Relativverdrehung an der Schnittstelle führt dies zu verfälschten Ergebnissen. Abbildung 6.9 zeigt die berechnete Differenz in den translatorischen Bewegungen (ap und pd) der beiden Stumpfmarker über den Bereich der Standphase. Diese Differenz wird im Folgenden als Stumpfmarkerfehler bezeichnet.

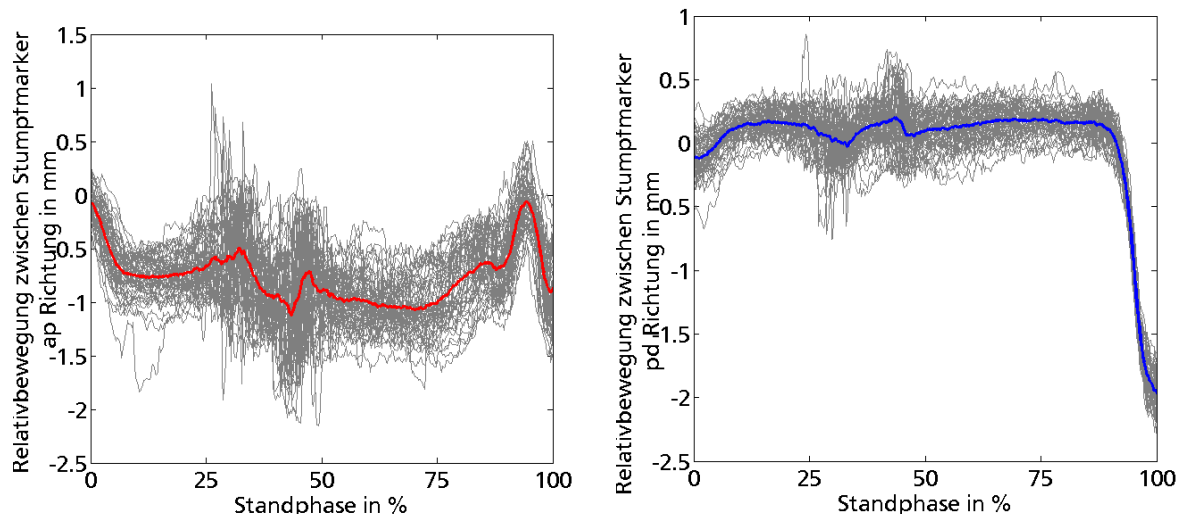


Abbildung 6.9.: Relativbewegung zwischen den beiden Stumpfmarkern - ap-Richtung (links) und pd-Richtung (rechts)

In ap-Richtung bewegt sich die unabhängige Stumpfmarkerbewegung in einem Bereich von etwa 1 mm, in der gleichen Größenordnung liegt das Messrauschen. In Abschnitt 6.4.1 wird der Einfluss dieses Fehlers auf die Relativrotation untersucht.

In pd-Richtung wird im Bereich der terminalen Standphase eine unabhängige Bewegung der Stumpfmarker von etwa 2 mm registriert. Die Ursache dessen wird in Abschnitt 6.4.2 erläutert.

6.4.1 Analyse der Relativbewegung zwischen den beiden Stumpfmarkern in ap-Richtung

Im folgenden Abschnitt wird die Relativbewegung der Stumpfmarker in ap-Richtung mit der ausgewerteten Relativverdrehung verglichen. Abbildung 6.10 verdeutlicht den Einfluss des Stumpfmarkerfehlers in ap-Richtung auf die Relativrotation.

Der Kurvenverlauf ist nahezu identisch, was darauf hindeutet, dass die ausgewertete Relativrotation von der relativen ap-Bewegung der beiden Stumpfmarker zueinander bestimmt wird. Dies bedeutet, dass mit dem gewählten Messaufbau keine Relativrotation um die ml-Richtung zwischen Stumpf und Schaft erfasst werden kann.

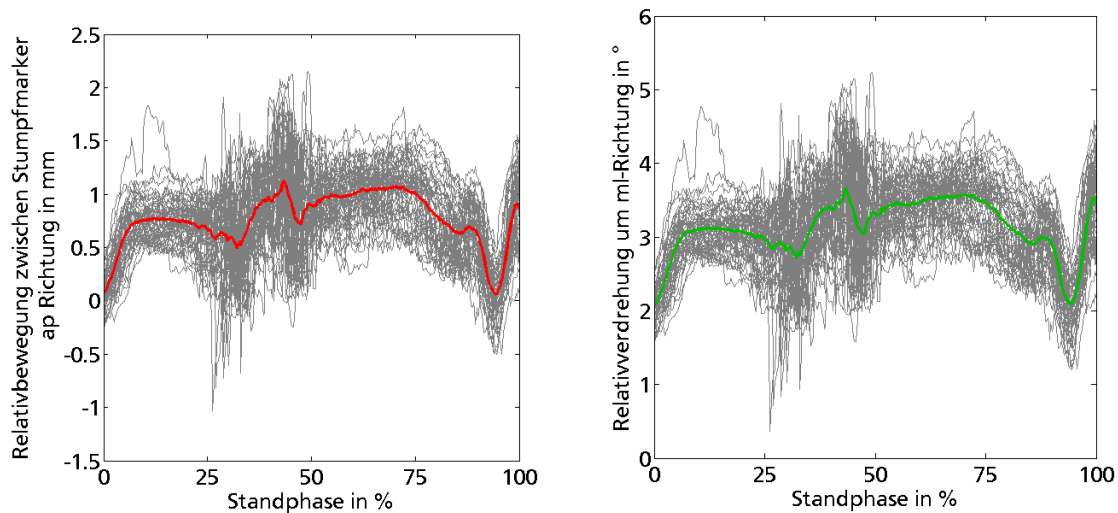


Abbildung 6.10.: Einfluss des Stumpfmarkerfehlers in ap-Richtung (links) auf ausgewertete Relativrotation der Schnittstelle (rechts)

6.4.2 Analyse der Relativbewegung zwischen den beiden Stumpfmarkern in pd-Richtung

Abbildung 6.11 verdeutlicht den Grund für den Stumpfmarkerfehler in pd-Richtung (links). Wie in Abschnitt 6.3.1 vorgestellt wurde, ist die Auswertung der dreidimensionalen Markertrajektorien auf die Projektion der Marker in die entsprechende globale Ebene beschränkt worden. Der Einfluss dieser Vereinfachung wurde mittels der Schaftmarker erfasst und gerechtfertigt (vgl. Abschnitt 6.3.1). Abbildung 6.11 zeigt, dass diese Vereinfachung die Auswertung der Stumpfmarker beeinträchtigt.

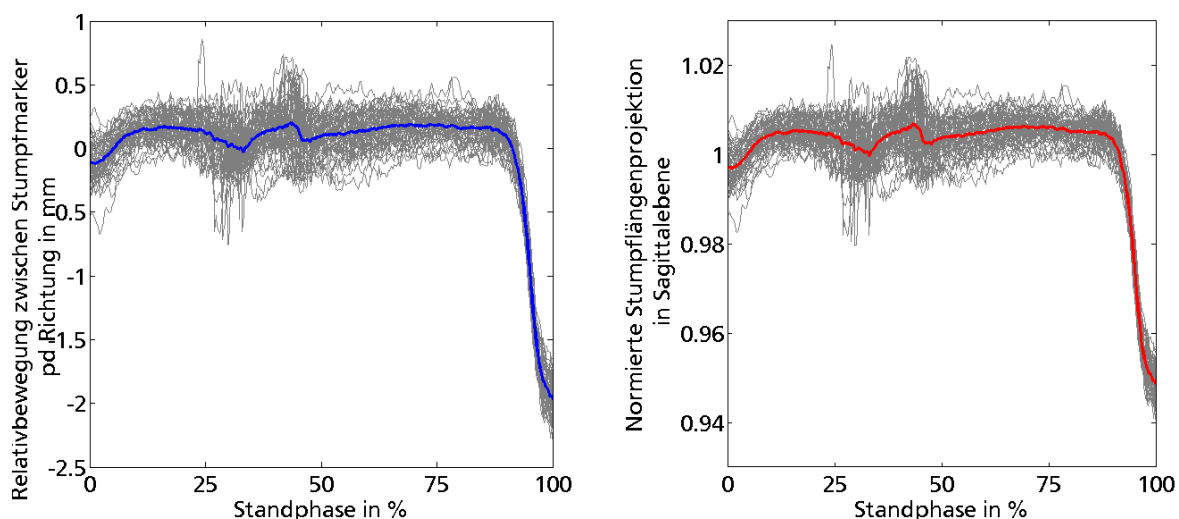


Abbildung 6.11.: Stumpfmarkerfehler in pd-Richtung (links) und dessen Ursache (rechts)

Abbildung 6.11 rechts zeigt den Verlauf der normierten Schaftlängenprojektion über den Bereich der Standphase. Dabei wird die projizierte Stumpflänge (aufgespannt durch die zweidimensional ausgewerteten Stumpfmarker) jedes Zeitschritts auf den Wert der projizierten Stumpflänge während der statischen Wartephase bezogen. Abweichungen von 1 sind ein Maß für den systematischen Fehler, der durch diese Art der Datenauswertung entsteht. Am Ende der Standphase, im Zeitbereich der Fersenablösung, wird durch die Muskelaktivität im Beinstumpf eine erhöhte Bewegung der Stumpfmarker in ml-Richtung her-

vorgerufen. Die Vernachlässigung dieser führt auf den Fehler der ausgewerteten Relativbewegung in pd-Richtung. Der Umgang mit diesem Auswertefehler wird im folgenden Abschnitt diskutiert.

6.5 Zwischenfazit

Im Rahmen dieser Abschlussarbeit ist die Überarbeitung der Datenauswertung zur Vermeidung des vorgestellten systematischen Fehlers aus Zeitgründen nicht möglich. Mittels der Analyse in Abschnitt 6.4.2 konnte gezeigt werden, dass sich der Fehlereinfluss im Wesentlichen auf die Auswertung der Relativbewegung in pd-Richtung im Zeitbereich der Fersenablösung beschränkt. Für eine erste Modellbildung sollte der Einfluss des Fehlers minimiert werden. Bei der weiteren Verwendung der erhobenen Referenzdaten sollte eine dreidimensionale Auswertung erfolgen.

Wie bereits in Abschnitt 6.4 angesprochen, ist für die experimentelle Ermittlung des translatorischen Übertragungsverhaltens die Auswertung der Relativbewegung eines Stumpfmarkers ausreichend. Zur Minimierung des Einflusses des systematischen Fehlers werden die ausgewerteten Relativbewegungen der beiden Stumpfmarker in pd-Richtung, im Hinblick auf die Plausibilität mit der auftretenden Belastung, miteinander verglichen.

Abbildung 6.12 zeigt zum einen den Mittelwert der Kraft in Schaftachsenrichtung (links) und zum anderen die Mittelwerte der relativen Positionsänderung der beiden Stumpfmarker (rechts).

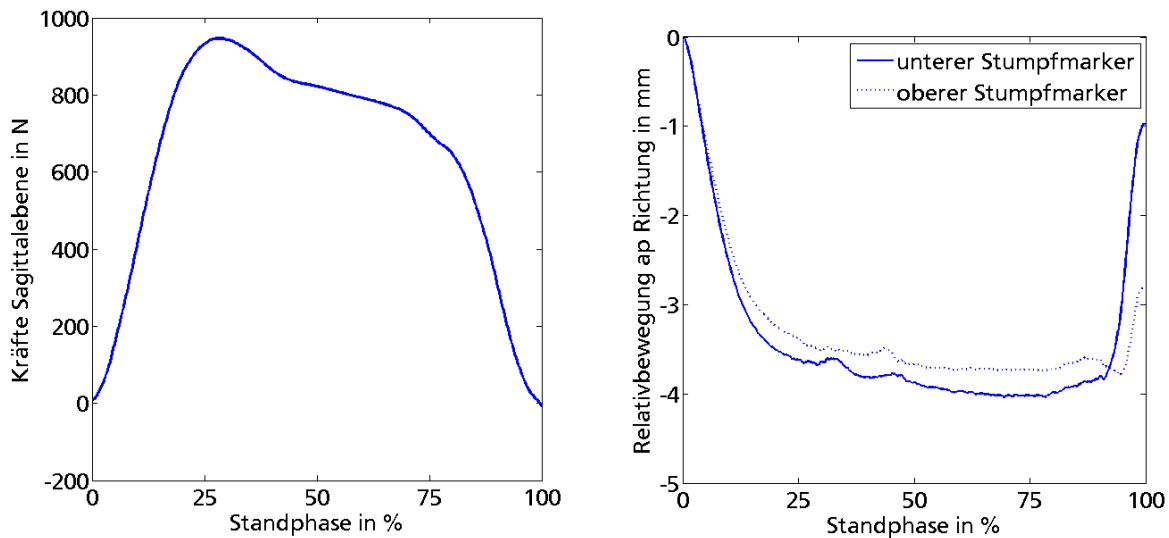


Abbildung 6.12.: Wirkende Kraft und Vergleich der detektierten Relativbewegung der beiden Stumpfmarker in pd-Richtung

Am Anfang der Standphase sinken beide Stumpfmarker mit ansteigender Kraft in den Schaft ein. Der systematische Fehler zwischen den Stumpfmarkern zeigt sich ab etwa 90 % der Standphase (vgl. Abbildung 6.11) - im Zeitbereich der Fersenablösung. Mit fallender Belastung sollte die Relativbewegung sich wieder dem Ausgangswert annähern. Abbildung 6.12 (rechts) verdeutlicht, dass der untere Stumpfmarker das erwartete Verhalten deutlicher zeigt, als der obere. Es ist zu erwarten, dass der obere Stumpfmarker von dem systematischen Fehler aus Abbildung 6.11 (rechts) stärker betroffen ist. Deshalb wird der Parameteridentifikation die Relativbewegung des unteren Stumpfmarkers zugrunde gelegt.

6.6 Ergebnisse der Referenzdatenauswertung

Die Stumpf-Schaft-Schnittstelle besitzt in der Sagittalebene drei Freiheitsgrade. Es werden zwei Translationen, entlang der Beinachse (pd), sowie rechtwinklig dazu (ap), und eine Rotation (um die ml-Achse) unterschieden. Entsprechend ist die Schnittstelle durch das Übertragungsverhalten in diesen drei Freiheitsgraden charakterisiert.

Wie in Abschnitt 4.3.1 erstmals ausgeführt, ist das Übertragungsverhalten durch die Belastung (Systemeingang) und die daraus resultierende Relativbewegung (Systemausgang) definiert. Im folgenden Teilkapitel werden die gemessenen und ausgewerteten Ein- und Ausgangssignale der drei Freiheitsgrade präsentiert und gegenübergestellt.

6.6.1 Belastung und Relativbewegung in proximo-distaler Richtung

Abbildung 6.14 zeigt repräsentativ die auftretende, auf das Probandengewicht normierte⁸, Belastung (links) und die daraus resultierende Relativbewegung (rechts) in Schaftachsenrichtung bei mittlerer Gehgeschwindigkeit über den Verlauf der Standphase. Dargestellt sind die Verläufe der auswertbaren Einzelschritte (grau) und die dazugehörigen Mittelwerte (blau). Die Anzahl der auswertbaren Einzelschritte beträgt in diesem Fall 53 (vgl. Abschnitt 6.2).

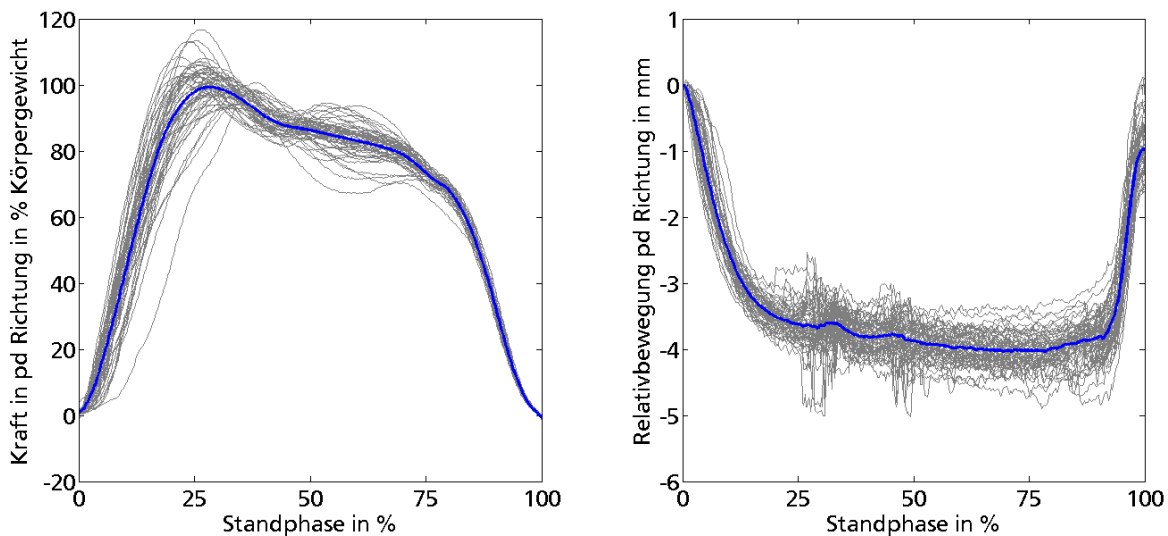


Abbildung 6.13.: Ergebnisse der experimentellen Ermittlung von Systemein- und Systemausgangsgröße in proximo-distaler Richtung

Mit steigender Belastung sinkt der Abstand zwischen den ausgewerteten Stumpf- und Schaftmarker - der Stumpf taucht tiefer in den Schaft ein. Trotz unbelastetem Zustand stellt sich gegen Ende der Standphase nicht der Anfangsabstand zwischen Stumpf- und Schaft ein. Für eine Erklärung dieses Phänomens sei an dieser Stelle auf Abschnitt 6.4 verwiesen.

6.6.2 Belastung und Relativbewegung in anterior-posterior Richtung

Analog zur Darstellung des Übertragungsverhaltens in der proximo-distalen Achse zeigt Abbildung 6.14 das Verhalten der Schnittstelle in ap-Richtung. Im Gegensatz zur Relativbewegung in pd-Richtung,

⁸ Siehe Abschnitt A.2 im Anhang.

die eindeutig den wirkenden Kräften zugeordnet werden kann, ist die Bewegung des Stumpfes in ap-Richtung geprägt von den Bewegungsvorängen der jeweiligen Gangphase.

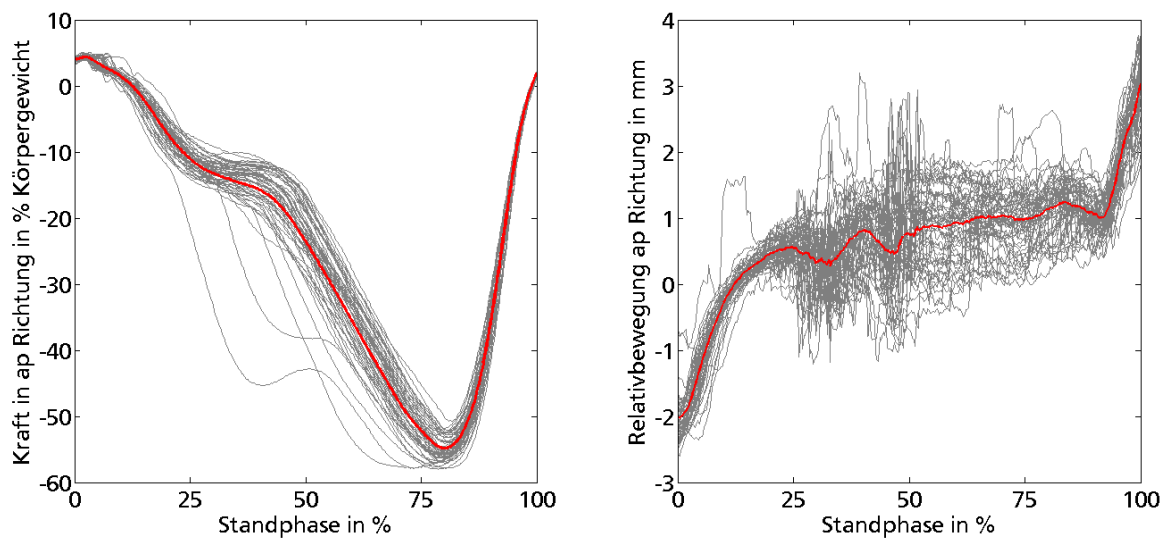


Abbildung 6.14.: Ergebnisse der experimentellen Ermittlung von Systemein- und Systemausgangsgröße in anterior-posteriorer Richtung

Zu Beginn des Gangzyklus, beim initialen Bodenkontakt (IC), befindet sich der Körperschwerpunkt (CoM) hinter dem Angriffspunkt der wirkenden Bodenreaktionskraftvektoren (CoP). Über den Verlauf der Standphase verändert sich dies – der CoM wird über den CoP hinweg bewegt, bis dieser schließlich bei Fersenablösung (TO) räumlich vor dem CoP liegt. Zu den Zeitpunkten größter örtlicher Differenzen (IC und TO) ist auch die Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft am größten. Das Plateau der Relativbewegung (18 - 60 % des Gangzyklus, vgl. Abbildung 6.14 (rechts)) markiert den Bereich, in dem der resultierende GRF Vektor nah am CoM liegt (vgl. Abbildung 6.15).

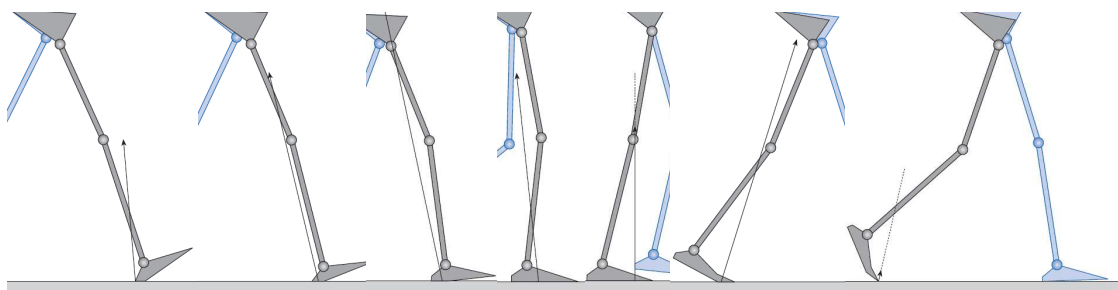


Abbildung 6.15.: Zeitlicher Verlauf des CoP des resultierenden GRF-Vektors sowie des Körperschwerpunkts; modifiziert aus [63]

Auch der zeitliche Verlauf der Kraft in ap-Richtung lässt sich über die verschiedenen Gangphasen beschreiben. Aufgrund der Trägheit des Beins ist bereits bei IC ein Kraftbetrag von etwa 50 N (entspricht in diesem Fall etwa 5 % des Körpergewichts) vorhanden. Durch das Anliegen des Beinstumpfes am hinteren Schafttrand (Analogie zu Abbildung 6.15) ergibt sich ein weiterer Kraftanstieg. Nach dem ersten Peak beginnt die Phase, in welcher Stumpf und Schaft nahezu eine Linie bilden, was sich im Nulldurchgang der Kraft zum Zeitpunkt der mittleren Standphase zeigt. Im Verlauf der Schwungphase wird die Prothese über den Beinstumpf kontrolliert. In Vorbereitung darauf befindet sich am Ende der Standphase der

Beinstumpf am vorderen Schafttrand, was vor dem TO zum zweiten Peak im Kraftverlauf führt. Durch den abnehmenden Bodenkontakt sinkt auch der Kraftbetrag.

6.6.3 Belastung und Relativbewegung um medio-laterale Richtung

Analog zu den vorangegangenen Darstellung des Übertragungsverhaltens zeigt Abbildung 6.16 das Verhalten der Schnittstelle um die medio-laterale Achse.

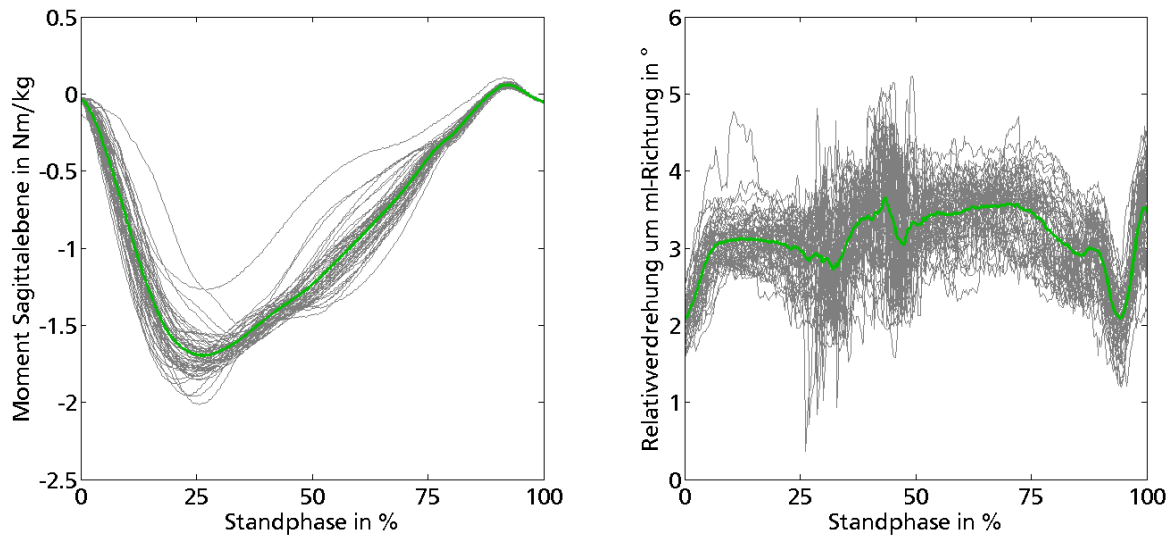


Abbildung 6.16.: Ergebnisse der experimentellen Ermittlung von Systemein- und Systemausgangsgröße um medio-laterale Richtung

Im Gegensatz zur den Messergebnissen in pd- und ap-Richtung ist in ml-Richtung kein Zusammenhang zwischen wirkendem Moment und auftretender Relativverdrehung zu erkennen. Generell ist die detektierte Verdrehung von geringem Betrag. Mit einer gemittelten Verdrehungsänderung von unter 2° liegt dies kaum oberhalb der zu erwarteten Messunsicherheit des markerbasierten Trackings. Des Weiteren hat die Fehleranalyse der Stumpfmarker in anterior-posterior Richtung (vgl. Abschnitt 6.4.1) gezeigt, dass das Signal der ausgewertete Relativverdrehung im Besonderen aus der Bewegungsdifferenz der Stumpfmarker stammt.

Mittels des verwendeten Messaufbaus konnte demnach die Verdrehung zwischen Stumpf und Schaft um die medio-laterale Achse nicht erfasst werden. Aufgrund der fehlenden Datengrundlage wird dieser Freiheitsgrad nicht modelliert.

7 Modellentwicklung

Im folgenden Kapitel wird die Entwicklung von Modellen zur Beschreibung der Stumpf-Schaft-Schnittstelleninteraktion vorgestellt. Dafür wird zunächst das Zusammenschalten von Einzelementen zu Modelltopologien und die Erweiterung deren Komplexität durch die Betrachtung von Kennlinien-nichtlinearitäten erläutert. Anschließend wird das Vorgehen bei der Entwicklung von passenden Modellstrukturen, sowie die Identifikation der Parameter dargelegt.

Die Entwicklung des biomechanischen Modells gliedert sich in zwei Stufen: Zunächst werden entkoppelte eindimensionale Modelle für die Freiheitsgrade der Sagittalebene aufgebaut, bevor abschließend die Entstehung eines gekoppelten zweidimensionalen Modells dokumentiert ist.

7.1 Entwicklung von Modellstrukturen

Die Schnittstelleninteraktion zwischen Beinstumpf und Prothesenschaft wird im Rahmen dieser Arbeit als mechanisches Modell abstrahiert. Soll lediglich die Interaktion modelliert werden, werden dabei keine Massen berücksichtigt. Die Abbildung erfolgt über Rheologische Modelle, deren Entwicklung im Folgenden beschrieben wird.

7.1.1 Einzelemente

Rheologische Modelle werden zur Beschreibung des Verformungs- und Fließverhaltens von Materie herangezogen. Dabei stehen drei Grundmodelle zur Verfügung: Ideale Elastizität, ideale Viskosität sowie ideale Plastizität. Letztgenannte hat im Bezug auf die Stumpf-Schaft-Schnittstelleninteraktion keine Relevanz und wird daher nicht weiter berücksichtigt.

Abbildung 7.1 zeigt die Ersatzschaubilder der idealen Viskosität (links) und der idealen Elastizität (rechts). Die Viskosität wird durch ein Dämpferelement dargestellt und beschreibt damit das Verhalten einer idealen Flüssigkeit, auch Newtonsches Fluid genannt. Das Federelement symbolisiert die Elastizität und beschreibt das Verhalten eines idealen Festkörpers.

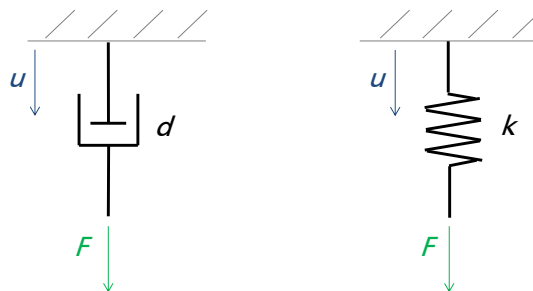


Abbildung 7.1.: Grundkörper der Rheologie: Newton-, bzw. Dämpferelement (links) und Hooke- bzw. Federelement (rechts)

Zusammenschalten von Einzelementen

Die vorgestellten Einzelemente können zu beliebig komplizierten Modellstrukturen zusammengeschaltet werden. Die Berechnung des dynamischen Verhaltens des Modells erfolgt durch Superposition [18].

Werden i Einzelelemente parallel geschaltet, erfahren sie die selbe Deformation u , sodass sich die Kräfte addieren. Die Berechnungsvorschrift ergibt sich demnach zu:

$$F = \sum_{k=1}^i F_k \quad \text{bei } u_k = u, \text{ für } k = 1 \dots i \quad (7.1)$$

Im Gegensatz dazu erfahren bei einer Reihenschaltung die einzelnen Elemente die selbe Kraft F , weshalb sich die Deformationen superponieren. Die Berechnung des Verhaltens der zusammengesetzten Modellstruktur der in Reihe geschalteten Einzelelementen ergibt sich zu:

$$u = \sum_{k=1}^i u_k \quad \text{bei } F_k = F, \text{ für } k = 1 \dots i \quad (7.2)$$

Mittels dieser Vorschriften lassen sich aus den Einzelelementen komplexere Modellstrukturen zusammenstellen und deren zeitabhängiges Verhalten untersuchen. Es existieren bereits verschiedene Strukturtopologien, die im nachstehenden Abschnitt vorgestellt werden.

7.1.2 Gängige Topologien

In Abhängigkeit ihrer Parameteranzahl werden existierende Topologien in verschiedene Gruppen eingeteilt. Die einfachste Zusammenschaltung der Einzelelemente sind Zwei-Parameter-Modelle, die in Abbildung 7.2 dargestellt sind.

Das sogenannte Kelvin-Modell, welches im weiteren Verlauf der Arbeit als Modelltopologie (A) bezeichnet wird, lässt sich in seinem Verhalten durch folgende Gleichung beschreiben:

$$F_{(A)} = k u + d \dot{u} \quad (7.3)$$

Diese Topologie gibt das Verhalten eines Festkörpers wieder. Im Gegensatz dazu beschreibt das Maxwell-Modell (Modelltopologie (B)) das Verhalten einer Flüssigkeit. Zu dieser Modellstruktur gehört folgende Gleichung:

$$F_{(B)} = d \dot{u} - \frac{d}{k} \ddot{u} \quad (7.4)$$

Ob ein Modell das Verhalten eines Festkörpers (einer Flüssigkeit) wiedergibt lässt sich anhand der (in)direkten Abhängigkeit zwischen Kraft F und Verformung u erkennen [18].

Eine Erweiterung der Zwei-Parameter-Modelle um ein weiteres Einzelelement führt nach [18] auf die nicht reduzierbaren Darstellungen in Abbildung 7.3.

Die Gleichungen der Drei-Parameter-Modelle ergeben sich zu:

$$F_{(CA)} = \frac{k_1 k_2}{k_1 + k_2} u + \frac{k_2 d}{k_1 + k_2} \dot{u} - \frac{d}{k_1 + k_2} \ddot{u} \quad (7.5)$$

$$F_{(CB)} = k_2 u + \frac{d(k_1 + k_2)}{k_1} \dot{u} - \frac{d}{k_1} \ddot{u} \quad (7.6)$$

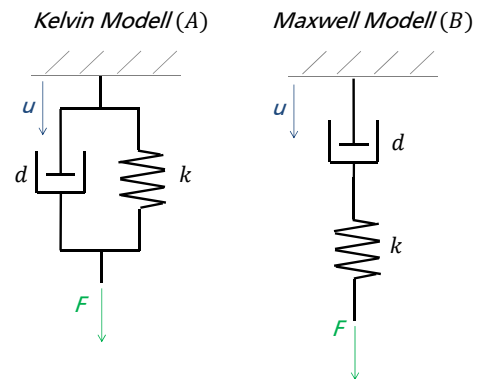


Abbildung 7.2.: Zusammenschaltung von Newton- und Hooke-Element zu Zwei-Parameter-Modellen

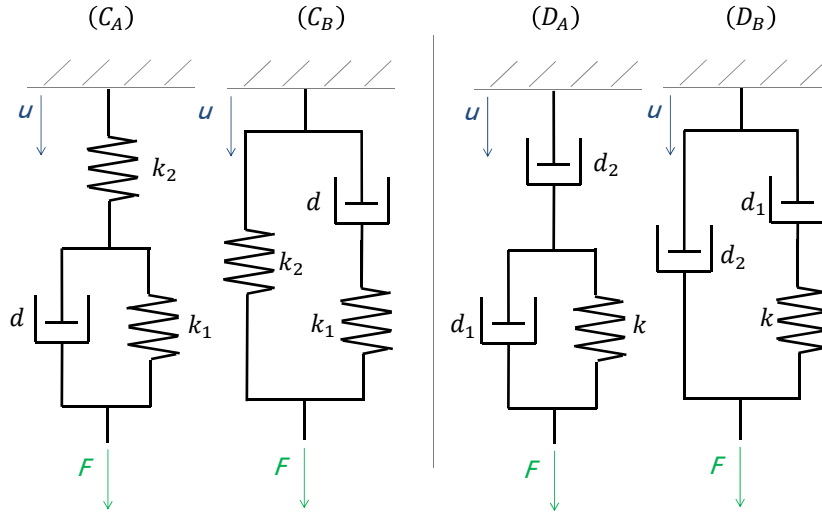


Abbildung 7.3.: Drei-Parameter-Modelle

Die beiden Festkörpermodelle (C_A) und (C_B) sind ineinander überführbar (vgl. [18, S. 259]).

$$F_{(D_A)} = d_2 \dot{u} + \frac{d_1 d_2}{k} \ddot{u} - \frac{d_1 + d_2}{k} \dot{F} \quad (7.7)$$

$$F_{(D_B)} = (d_1 + d_2) \dot{u} + \frac{d_1 d_2}{k} \ddot{u} - \frac{d_1}{k} \dot{F} \quad (7.8)$$

Bei diesen beiden Modellen handelt es sich um Flüssigkeitsmodelle (vgl. *Kelvin* zu *Maxwell* Modell). Analog zur Überführbarkeit der Gleichungen (7.5) und (7.6), lassen sich auch die Drei-Parameter Modelle (D_A) und (D_B) ineinander überführen (vgl. [18, S. 262]).

Als letztes sollen an dieser Stelle zwei verschiedene Vier-Parameter-Modelle vorgestellt werden. Analog zu den vorherigen Topologien kann Modell (E) als Flüssigkeits- und (F) als Festkörpermodell aufgefasst werden. Die Gleichungen ergeben sich zu:

$$F_{(E)} = d_1 \dot{u} + \frac{d_1 d_2}{k_2} \ddot{u} - \frac{d_1 d_2}{k_1 k_2} \ddot{F} - \frac{k_1 d_1 + k_1 d_2 + k_2 d_1}{k_1 k_2} \dot{F} \quad (7.9)$$

$$F_{(F)} = k_1 u + (d_1 + d_2) \dot{u} - \frac{d_2}{k_2} \dot{F} \quad (7.10)$$

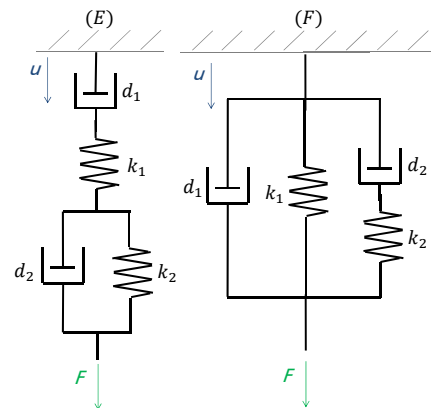


Abbildung 7.4.: Vier-Parameter-Modelle

7.1.3 Kennlinienvariationen

Eine weitere Möglichkeit die Modellkomplexität zu erhöhen besteht in der Verwendung nichtlinearer Feder- bzw. Dämpferelemente. Die Ermittlung zweckmäßiger Nichtlinearitäten erfolgt dabei in Abhängig-

keit der Prozesssignalkorrelationen¹. Auf diese Weise wird heuristisch eine möglichst gute Modellstruktur ermittelt.

7.1.4 Methodik der Modellentwicklung

Bei der Entwicklung des biomechanischen Modells zur Abbildung der Stumpf-Schaft-Schnittstelleninteraktion werden verschiedene Teilprozesse durchlaufen, deren Ablauf im Folgenden vorgestellt wird.

Datensätze der Parameteridentifikation und Modellevaluierung

Wie bereits in Abschnitt 4.3.2 erläutert, werden die Referenzdaten sowohl zur Parameteridentifikation als auch zur Modellevaluierung verwendet. Dazu werden die aufgezeichneten Daten der *normalen* Gehgeschwindigkeit im Verhältnis 40 % zu 60 % aufgeteilt. Die Parameteridentifikation wird mittels 40 % der Daten durchgeführt, während die Modellevaluierung mittels der restlichen 60 % der Daten geschieht.

Abbildung 7.5 zeigt die Messergebnisse der Sagittalebene, aufgesplittet nach Identifikations- (dunkelgrau) und Evaluierungsschritten (hellgrau). Gezeigt sind die Kräfte (links) und die resultierende Relativbewegung (rechts) über der Standphase in %. Neben den verschiedenen Einzelschritten sind auch die entsprechenden Mittelwerte des Identifikations- (rot) und Evaluierungsdatensatzes (blau) eingezeichnet. Aufgrund der begrenzten Schrittzahl unterscheiden sich die Mittelwerte der beiden Datensätze. Dennoch sollte, aufgrund der Messwertschwankungen im Identifikationsdatensatz, das entwickelte Modell eine gewisse Robustheit besitzen. Die Evaluierung der entwickelten Modelle befindet sich in Kapitel 8.

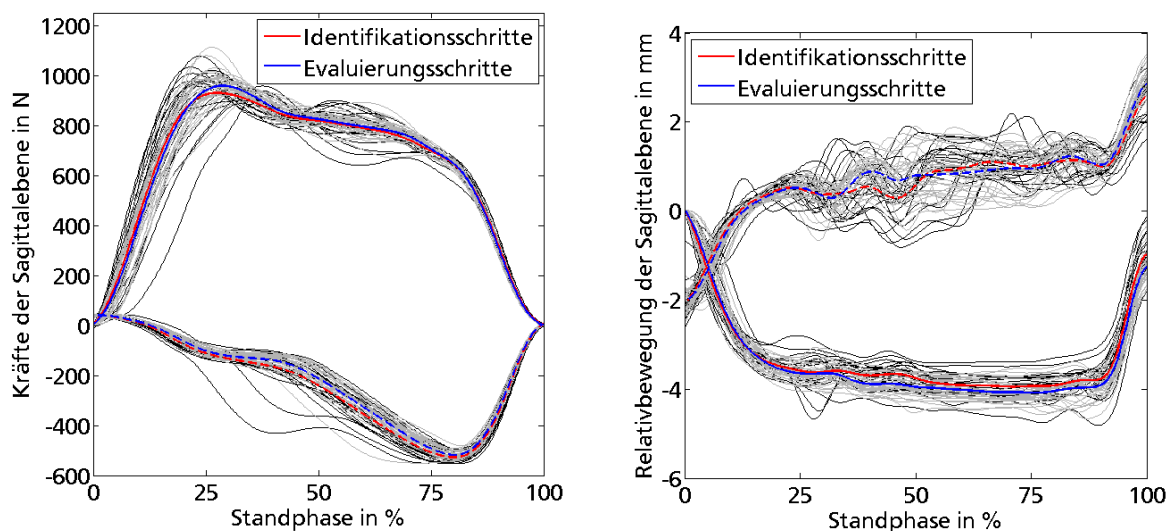


Abbildung 7.5.: Vergleich der Identifikations- und Evaluierungsschritte: Kräfte (links) und Relativbewegung in der Sagittalebene (rechts)

Filtern der Daten

Je nach gewählter Modelltopologie wird das Übertragungsverhalten der Schnittstelle nicht einzig durch direkt gemessene Größen, sondern auch durch deren Ableitungen beschrieben. Wie beispielsweise in

¹ Besteht bspw. eine hohe Korrelation zwischen Kraft und Relativbewegung, ist es mitunter sinnvoll zur Verbesserung der Modellgüte die Kennlinien der Einzelemente in Abhängigkeit der Relativbewegung zu formulieren.

[43, Kapitel 4] erläutert, nimmt der Einfluss des Rauschens im Messsignal beim Ableiten zu, sodass eine Filterung der Daten vor dem numerischen Ableiten notwendig wird (vgl. [35, Abschnitt 4]).

Beim normalen Gehen werden keine hohen Frequenzen angeregt, weshalb der Einfluss des Messrauschens in den Nutzsignalen durch einen Tiefpassfilter niedriger Eckfrequenz (vgl. [33]) reduziert werden kann. Der Einsatz von Tiefpassfiltern wird von einem Phasenverlust begleitet (vgl. [61]S. 68). Bei der MATLAB Funktion *filtfilt* handelt es sich um eine digitale Vorwärts- mit angeschlossener Rückwärtsfilterung, sodass kein Phasenverlust auftritt². Die Parametrisierung der Funktion erfolgt nach [3] über einen Butterworth Filter zweiter Ordnung mit einer Eckfrequenz von 12,5 Hz.

Auswahl zu identifizierender Modelltopologien und Kennlinienvariationen

Die in Abschnitt 7.1.2 vorgestellten Modelltopologien unterscheiden sich im Hinblick auf Proportionalität zwischen Ein- und Ausgangssignalen (sowie deren zeitliche Ableitungen). Eine Vorauswahl gegebenenfalls passender Topologien erfolgt über die Analyse vorhandener Signalkorrelationen.

Die durch Gleichung (7.11) beschriebene Kreuzkorrelation (vgl. [36, Kapitel 2.8]) liefert Informationen über die Ähnlichkeiten der Signale x_T und y_T . Über τ lassen diese sich zeitlich zueinander verschieben. Normiert auf das Ergebnis der Autokorrelation des Signals für $\tau = 0$ ergibt sich für R_{xy} ein Wert zwischen -1 und 1 . Ein Wert nahe 1 (bzw. -1) steht für eine hohe Korrelation der Signale mit gleichem (bzw. umgekehrten) Vorzeichen. Optisch kann das Ergebnis der Kreuzkorrelation über die normierten Verläufe der verschiedenen Prozesssignale dargestellt werden.

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{R_{xx}(0)} \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x_T(t) y_T(t+\tau) dt \quad \text{mit } -1 \leq R_{xy} \leq 1 \quad (7.11)$$

Je nach Ergebnis der Kreuzkorrelation werden Modelltopologien ausgewählt, die direkte Proportionalitäten von Signalen hoher Korrelation herstellen. Analog zu dem beschriebenen Vorgang werden weitere Signalkombinationen auf ihre Korrelation mit der auftretenden Belastung analysiert. Auf diese Weise erfolgt eine Auswahl von zu testenden Kennlinienabhängigkeiten.

In Abhängigkeit der Parameteranzahl p und der Kennlinienvariationsanzahl v_i des i -ten Parameters ergeben sich:

$$V_{\text{Modell}} = \prod_{i=1}^p v_i \quad \text{Modellvarianten.} \quad (7.12)$$

Parameteridentifikation

Für diese Modellvarianten werden mittels der Methode der kleinsten Fehlerquadrate (vgl. Abschnitt 4.2.1) die fehlenden Parameter identifiziert. Aufgrund der Nichtlinearitäten wird in MATLAB der Lösungsalgorithmus *lsqcurvefit* verwendet. Dieser benötigt Anfangsschätzwerte für die zu identifizierenden Parameter. Aufgrund von potentiell existierenden lokalen Minima für die nichtlineare Regression hat die Güte dieser Anfangswerte Einfluss auf die Qualität der Lösung.

Durch die Verwendung des *Globale Suche-Solvers* von MATLAB kann die Parameteridentifikation für die Modellvarianten dennoch automatisiert werden. Nach [37] arbeitet der Multistart-Solver mit Gradienten-basierten Methoden zur Ausgabe lokaler und globaler Minima. Ein lokaler Solver (bspw. *lsqcurvefit*) wird von mehreren Startpunkten aus gestartet und lokale sowie globale Lösungen, die während des Suchvorgangs gefunden wurden, werden gespeichert. Die Startpunkte werden dabei mit einem Streu-Such-Algorithmus erzeugt.

² Für weiterführende Informationen sei an dieser Stelle auf die MATLAB-Dokumentation verwiesen.

Bewertung der entwickelten Modelle

Zur objektiven Bewertung der verschiedenen Modellvarianten dient das von MATLAB berechnete Gütefunktional ρ . Dieses ist definiert als der Wert der Summe des zur Norm quadrierten Fehlers an den Stützstellen i und wird durch folgende Gleichung beschrieben:

$$\rho = \sum_{i=1}^n (\hat{Y}_i - Y_i)^2$$

Um Datensätze unterschiedlicher Länge miteinander vergleichen zu können, wird das Gütefunktional auf die Anzahl der Stützstellen normiert:

$$\rho_{\text{norm}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{Y}_i - Y_i)^2 \quad (7.13)$$

Auf diese Weise wird das beste der untersuchten Modell des entsprechenden Freiheitsgrads unter den verschiedenen Varianten identifiziert.

7.2 Entwicklung entkoppelter eindimensionaler Modelle zur Abbildung der Schnittstelleninteraktion

Im folgenden Abschnitt ist die Entwicklung eindimensionaler Modelle zur Abbildung der Interaktion in der Sagittalebene dokumentiert. Dabei wird sowohl ein Modell in proximo-distaler als auch in anterior-posteriorer Richtung aufgebaut. Wie bereits in Abschnitt 6.6.3 erläutert, wird aufgrund fehlender Datengrundlage kein Rotationsmodell erstellt.

7.2.1 Modell in pd-Achsenrichtung

Zur Ableitung einer Modellstruktur werden zunächst die verschiedenen Prozesssignale und deren Korrelationen untereinander untersucht. Abbildung 7.6 zeigt das gemessene Eingangs- und Ausgangssignal der Schnittstelle sowie deren zeitliche Ableitungen über den Verlauf der Standphase. Zur kompakteren Darstellung der Verläufe sind diese auf den jeweiligen maximalen Signalwert normiert.

Bereits in Abbildung 7.6 ist ersichtlich, dass zwischen den Verläufen der Relativbewegung und der Kraft (blau, bzw. blau gepunktet) die größte Korrelation besteht. Aus diesem Grund werden Modelltopologien ohne direkte Proportionalität zwischen Kraft und Bewegung nicht weiter verfolgt. Potentiell passende Modellstrukturen umfassen die Topologien (A) sowie (C_A) (bzw. (C_B)) und (F) (vgl. Abschnitt 7.1.2), wobei sich die Differentialgleichungen der Topologien (C_B) und (F) im Vorfaktor des Signals \dot{u} unterscheiden (vgl. Gleichungen (7.6) und (7.10)). Aufgrund der geringen Korrelation der Prozesssignale \dot{u}_{pd} und F_{pd} ist zu erwarten, dass diese beiden Topologien ähnliche Ergebnisse liefern. Zur Reduktion der Variantenvielfalt wird deshalb Topologie (F) nicht weiter betrachtet.

Tabelle 7.1 fasst die Ergebnisse der Kreuzkorrelation zwischen dem Kraftsignal und den anderen Prozesssignalen (vgl. Abbildung 7.6) mit einer zeitlichen Verschiebung von $\tau = 0$ zusammen.

Dabei zeigt sich zwischen den Signalen F_{pd} und \ddot{F}_{pd} ebenfalls ein vergleichsweise hoher Korrelationskoeffizient. Lediglich durch Topologie (E) wird ein Zusammenhang dieser beiden Prozesssignale hergestellt. Jedoch schließt diese Topologie keine direkte Abhängigkeit zur Relativbewegung u_{pd} ein. Durch die Parallelschaltung eines weiteren Federelements wird diese Abhängigkeit erreicht. Unter Berücksichtigung von Gleichung (7.1) und (7.9) ergibt sich die topologiebeschreibende Differentialgleichung zu:

$$F_{(G)} = k_{\parallel} u + d_1 \dot{u} + \frac{d_1 d_2}{k_2} \ddot{u} - \frac{k_1 d_1 + k_1 d_2 + k_2 d_1}{k_1 k_2} \dot{F} - \frac{d_1 d_2}{k_1 k_2} \ddot{F} \quad (7.14)$$

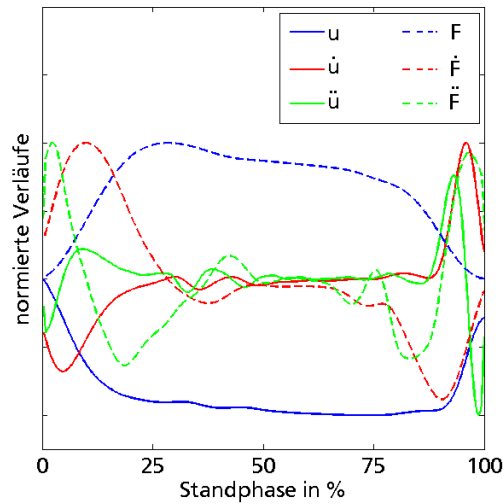


Abbildung 7.6.: Verläufe der Mittelwerte der gemessenen Prozessgrößen in pd-Richtung

Tabelle 7.1.: Ergebnis der Kreuzkorrelation der verschiedenen Prozesssignale in Beinachsenrichtung

Kreuzkorrelation mit $\tau = 0$ zwischen F_{pd} und...	
... \dot{F}_{pd}	$-9.03 \cdot 10^{-6}$
... \ddot{F}_{pd}	-0.34
... u_{pd}	-0.96
... \dot{u}_{pd}	-0.12
... \ddot{u}_{pd}	0.12

Zusätzlich zu den Topologien (A) und (C) wird die neu entwickelte Modellstruktur (G) ebenfalls auf ihre Eignung zur Modellierung der pd-Achsenrichtung überprüft.

Wie in Abschnitt 7.1.3 vorgestellt, werden die Parameter k_i und d_i durch verschiedene Abhängigkeiten von u_{pd} formuliert. Dabei werden die analysierten Variationen der Kennlinienabhängigkeit ebenfalls durch die Bestimmung der Signalkorrelation ermittelt (siehe Tabelle A.1 im Anhang). Die betrachteten Nichtlinearitäten sind in Tabelle 7.2 zusammengefasst.

Tabelle 7.2.: Betrachtete Nichtlinearitäten in pd-Richtung

Federelement k_i	Dämpfungselement d_i
konstant	konstant
$\sim u_{pd}$	$\sim u_{pd}$
$\sim u_{pd}^2$	$\sim u_{pd}^2$

Modelltopologie (A)

Nach Gleichung (7.12) ergeben sich für diese Modelltopologie insgesamt neun Varianten. Deren Zusammensetzungen sind in Tabelle A.2 im Anhang zusammengefasst. Über die jeweilige ID # ist eine Zuordnung der Kennlinienabhängigkeiten der zusammengesetzten Einzelemente zur Modelltopologie nachzuverfolgen.

Abbildung 7.7 zeigt das Gütefunktional (vgl. Abschnitt 7.1.4) aufgetragen über der jeweiligen Modellvariante. Dabei stellt die Modellvariante mit der ID (A)_{pd}# 7 die Variante dar, die der Zielfunktion am nächsten kommt. Unter Berücksichtigung der untersuchten Nichtlinearitäten beschreibt Modelltopologie (A) die experimentell ermittelte Schnittstelleninteraktion durch folgende Gleichung am besten:

$$\hat{F}_{(A)_{pd}\#7} = -194.25 u_{pd} - 0.75 u_{pd}^2 \dot{u}_{pd} \quad (7.15)$$

Dabei sind die Parameter k und $d(u_{pd}^2)$ zu -194.25 N/mm , bzw. -0.75 Ns/mm^3 identifiziert worden. Topologie (A) erreicht demnach durch eine Proportionalität zu u_{pd} , sowie $u_{pd}^2 \dot{u}_{pd}$ die besten Ergebnisse.

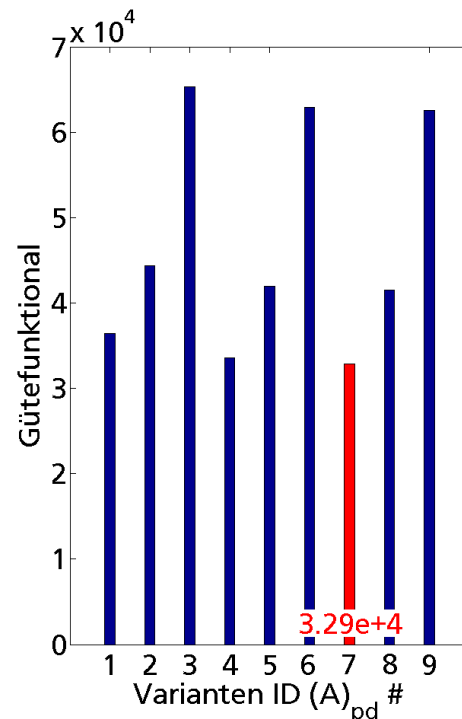


Abbildung 7.7.: Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für die pd-Richtung basierend auf Topologie (A)

Modelltopologie (C)

Wegen der Überführbarkeit der beiden Modelltopologien (C_A) und (C_B) ist es ausreichend die Parameteridentifikation für eine der beiden Strukturen durchzuführen – betrachtet wird Modelltopologie (C_B). Bei Modelltopologie (C) handelt es sich um ein Drei-Parameter-Modell. Die Variantenanzahl dieser Topologie beträgt nach (7.12) 27. Die jeweilige Zusammensetzung der Kennliniennichtlinearitäten der Einzelemente ist in Tabelle A.3 zu finden.

Abbildung 7.8 gibt Aufschluss über die Güte der verschiedenen Varianten der Modelltopologie (C).

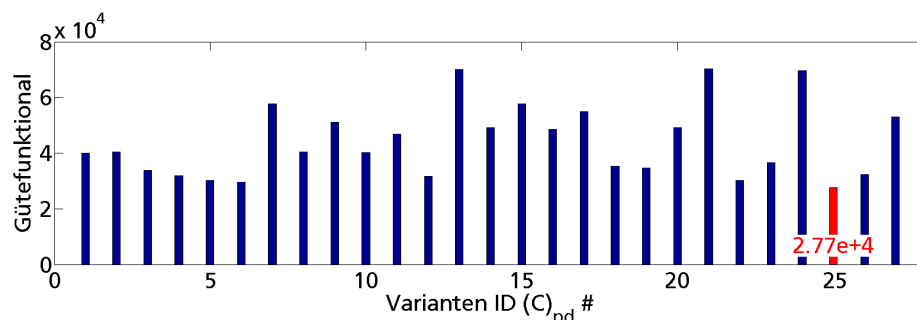


Abbildung 7.8.: Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für die pd-Richtung basierend auf Topologie (C)

Modellvariante $(C)_{pd}\#25$ gibt dabei den experimentell ermittelten Kraftverlauf durch die folgende Gleichung am besten wieder:

$$\hat{F}_{(C_B)_{pd}\#25} = -201.44 u_{pd} - 0.37 u_{pd}^2 \dot{u}_{pd} + 0.0026 u^2 \ddot{F}_{pd} \quad (7.16)$$

Dabei werden die drei Parameter k_1 , k_2 und $d(u_{pd}^2)$ zu 347.14 N/mm, -201.44 N/mm und -0.89 Ns/mm³ identifiziert. Für Modelltopologie (A) und (C) werden die besten Ergebnisse mit den gleichen Kennlinienproportionalitäten für die parallelen Feder- und Dämpferelemente erreicht. Verglichen mit dem Gütefunktional von $(A)_{pd}\#7$ ergibt sich für das Modell $(C)_{pd}\#25$ eine Verbesserung um etwa 15 %.

Modelltopologie (G)

Nach Gleichung (7.12) ergeben sich für Modelltopologie (G) insgesamt 243 Varianten. Durch die Erkenntnisse der Parameteridentifikationen für die beiden vorangegangenen Modelltopologien lässt sich diese Variantenanzahl reduzieren.

Dazu wird Gleichung (7.14) mit den ermittelten Parameternichtlinearitäten aus Gleichung (7.15) und (7.16) verglichen.

$$\hat{F}_{(G)} = k_{\parallel} u + d_1 \dot{u} + \frac{d_1 d_2}{k_2} \ddot{u} - \frac{k_1 d_1 + k_1 d_2 + k_2 d_1}{k_1 k_2} \dot{F} - \frac{d_1 d_2}{k_1 k_2} \ddot{F}$$

Sowohl in Modelltopologie (A) als auch in Topologie (G) hat das erste Federelement k , bzw. k_{\parallel} keinen Einfluss auf die restlichen Vorfaktoren der Gleichung. Erkenntnisse aus der Analyse von Topologie (A) lassen sich demnach direkt auf Topologie (G) übertragen. Abbildung 7.7 zeigt, dass für Modellvarianten 3, 6 und 9 die schlechtesten Modellgüten erreicht werden. Bei diesen drei Varianten wurde k abhängig von u_{pd}^2 angenommen (vgl. Tabelle A.2). Diese Variation wird bei der Kennlinie von k_{\parallel} nicht berücksichtigt.

Des Weiteren zeigen Gleichungen (7.15) und (7.16), dass der Dämpfungsanteil jeweils bei einer quadratischen Abhängigkeit von u_{pd} die besten Ergebnisse liefert. Deshalb wird das Dämpfungselement d_1 in der Variation der Kennlinienabhängigkeiten nicht mehr als Konstante berücksichtigt. Tabelle 7.3 fasst die betrachteten Parameterabhängigkeiten für die Modellvariation der Topologie $(G)_{pd}$ zusammen.

Tabelle 7.3.: Reduzierte Varianten der Parameterabhängigkeiten für Modelltopologie $(G)_{pd}$

k_{\parallel}	k_1	k_2	d_1	d_2
konstant	konstant	konstant	—	konstant
$\sim u_{pd}$	$\sim u_{pd}$	$\sim u_{pd}$	$\sim u_{pd}$	$\sim u_{pd}$
—	$\sim u_{pd}^2$	$\sim u_{pd}^2$	$\sim u_{pd}^2$	$\sim u_{pd}^2$

Nach Gleichung (7.12) resultieren daraus 108 Varianten der Modelltopologie $(G)_{pd}$. Abbildung 7.9 zeigt die Güte der verschiedenen Modellvarianten.

Variante $G_{pd}\#12$ gibt nach objektiven Kriterien durch Gleichung (7.17) die Zielfunktion am besten wieder. Dabei wurden die fünf Parameter k_{\parallel} , k_1 , $k_2(u_{pd})$, $d_1(u_{pd}^2)$ und $d_2(u_{pd}^2)$ zu -210.86 N/mm, 52.30 N/mm, 18.67 N/mm², -0.67 Ns/mm³ und -0.02 Ns/mm³ identifiziert.

$$F_{(G)_{pd}\#12} = -210.86 u_{pd} - 0.67 u_{pd}^2 \dot{u}_{pd} + 6.14 \cdot 10^{-4} u_{pd}^3 \ddot{u}_{pd} - 1.17 \cdot 10^{-5} u_{pd}^3 \ddot{F}_{pd} + \left[0.037 u_{pd} + 0.013 u_{pd}^2 \right] \dot{F}_{pd} \quad (7.17)$$

Verglichen mit dem Gütefunktional von $(A)_{pd}\#7$ ergibt sich für das Modell $(G)_{pd}\#12$ eine Verbesserung der Güte um etwa 30 %.

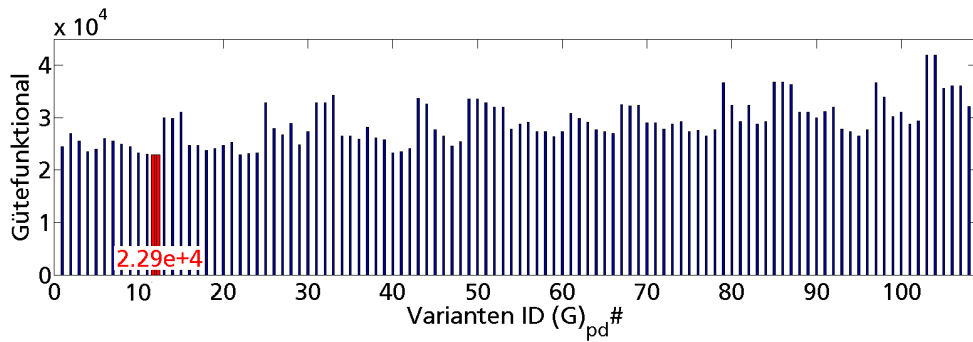


Abbildung 7.9.: Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für die pd-Richtung basierend auf Topologie (G)

Vergleich der entwickelten Modelle

In den vorangegangenen Abschnitten sind die Parameter für insgesamt 144 Modellvarianten drei unterschiedlicher Modelltopologien identifiziert worden. Dabei ist mittels der objektiven Beurteilung durch das Gütefunktional jeweils die beste Variante bestimmt worden. In diesem Teilabschnitt werden die drei Modelle miteinander verglichen.

Dazu werden zunächst die jeweiligen Modellgleichungen unter Berücksichtigung der identifizierten Parameter gegenübergestellt:

$$\begin{aligned}\hat{F}_{(A)_{pd}\#7} &= -194.25 u_{pd} - 0.75 u_{pd}^2 \dot{u}_{pd} \\ \hat{F}_{(C_B)_{pd}\#25} &= -201.44 u_{pd} - 0.37 u_{pd}^2 \dot{u}_{pd} + 0.0026 u^2 \dot{F}_{pd} \\ \hat{F}_{(G)_{pd}\#12} &= -210.86 u_{pd} - 0.67 u_{pd}^2 \dot{u}_{pd} + 6.14 \cdot 10^{-4} u_{pd}^3 \ddot{u}_{pd} - 1.17 \cdot 10^{-5} u_{pd}^3 \ddot{F}_{pd} \\ &\quad + \left[0.037 u_{pd} + 0.013 u_{pd}^2 \right] \dot{F}_{pd}\end{aligned}$$

Die Modelltopologien $(A)_{pd}$, $(C)_{pd}$ und $(G)_{pd}$ zeigen bei den ihnen gemeinen Parametern jeweils mittels der gleichen Nichtlinearitäten die besten Ergebnisse. Bei der Betrachtung der identifizierten Parameter wird deutlich, dass durch die zusätzliche Abhängigkeit von \dot{F}_{pd} bzw. \ddot{u}_{pd} und \ddot{F}_{pd} für das Federelement eine höhere Steifigkeit identifiziert wird.

Abbildung 7.10 (links) zeigt die zeitlichen Verläufe der Kräfte der besten drei Modellvarianten der vorgestellten Topologien. Zusätzlich ist der Mittelwert der gemessenen Kraftverläufe eingezeichnet. Zur Demonstration der Unterschiede zeigt Abbildung 7.10 (rechts) die jeweilige Differenz zwischen Messung und Modell.

Bei der Betrachtung von Abbildung 7.10 wird deutlich, dass sich das globale Maximum des Kraftverlaufs bei etwa 25 % der Standphase nicht reproduzieren lässt. Dieses findet sich weder in der Relativbewegung noch in anderen Prozesssignalen wieder (vgl. Abbildung 7.6). Mögliche Gründe dafür sind:

1. Das Signal-Rausch-Verhältnis des Markertrackings reicht nicht aus. Das Maximum im Kraftverlauf liegt etwa 13 % oberhalb des restlichen Plateaus. Unter der Annahme eines linearen Zusammenhangs zwischen Belastung und Relativbewegung ergäbe dies für den Verlauf von u ein globales Minimum mit einer Differenz von 0.5 mm gegenüber des restlichen Plateaus.
2. Beeinflussung der Relativbewegung durch Testschaftlöcher. Zur Messung der Relativbewegung ist der Testschaft mit Langlöchern versehen worden. Wegen der engen Passform des Schafts und der

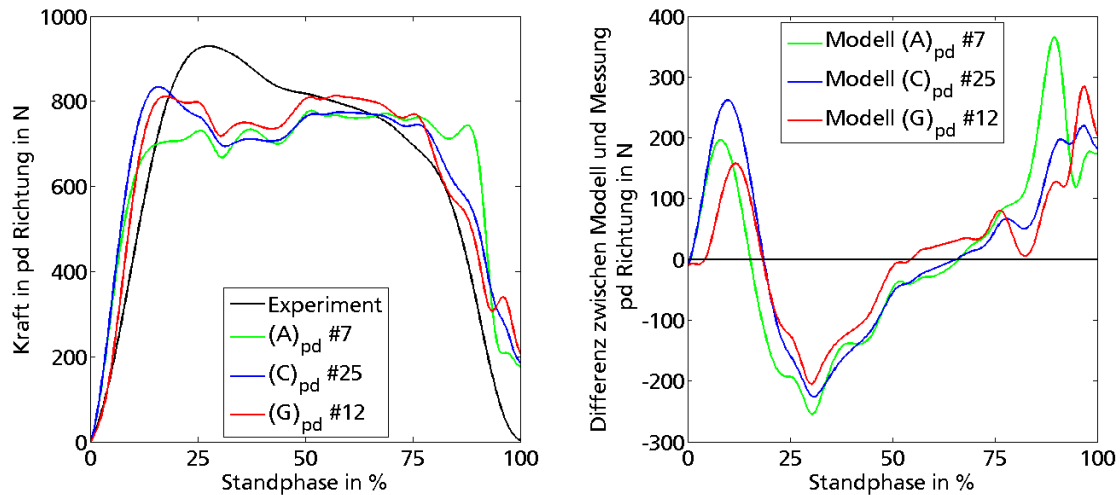


Abbildung 7.10.: Vergleich der besten Varianten der drei Modelltopologien. Kraftsignal (links) und Differenz zwischen Modell und Messung (rechts)

mechanischen Eigenschaften des Weichgewebes drückt sich dieses unter Belastung aus den Langlöchern hinaus. Eine Beeinflussung des Schnittstellenverhaltens durch die Schaftmodifikation kann nicht ausgeschlossen werden.

3. Nichtlinearität durch Kontakt Stumpf-Schaft. Ein weiterer Grund könnte im möglichen Kontakt der beiden Systemkomponenten liegen. Mit steigender Belastung sinkt der Stumpf weiter in den Schaft ein, bis das distale Stumpfende schließlich den unteren Rand des Schafts berührt. Eine solche Nichtlinearität lässt sich durch ein über den Standphasenverlauf geschlossenes Modell nicht abbilden. Eine Möglichkeit der Verbesserung der Modellgüte könnte durch die phasenabhängige Änderung der Parameter erfolgen.

Durch die Abwesenheit des Peaks in den anderen Prozesssignalen kann das Plateau des Kraftverlaufs im Bereich zwischen etwa 25 % und 75 % der Standphase am besten durch einen Kompromiss zwischen Unter- und Überschätzen des Kraftsignals abgebildet werden.

Die bestehende Differenz zwischen Modellergebnissen und Messung bei 100 % Standphase geht von der verbliebenen Relativbewegung am Ende der Standphase aus (vgl. Abbildung 6.13 rechts). Diese lässt sich eventuell durch eine dreidimensionale Auswertung der Referenzdaten reduzieren.

Wie bereits durch den Vergleich der Gütefunktionale der drei Modelltopologien zu erwarten war, gibt das Modell $(G)_{pd\#12}$ durch Gleichung (7.17) das Verhalten der Stumpf-Schaft-Schnittstelle in Beinachsenrichtung am besten wieder. Abbildung 7.11 zeigt das entsprechende mechanische Ersatzschaubild.

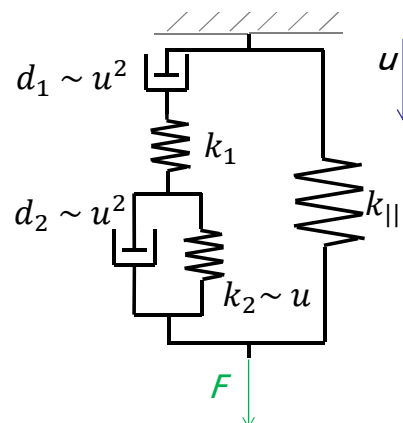


Abbildung 7.11.: Mechanisches Ersatzschaubild des entwickelten Modells zur Abbildung des Schnittstellenverhaltens in Beinachsenrichtung

7.2.2 Modell in ap-Achsenrichtung

Analog zur angewandten Methodik in pd-Achsenrichtung werden zur Ableitung einer Modellstruktur für die anterior-posterior Richtung die verschiedenen gemessenen Prozesssignale im Hinblick auf Korrelation überprüft. Abbildung 7.12 und Tabelle 7.4 fassen die Ergebnisse der Analyse zusammen.

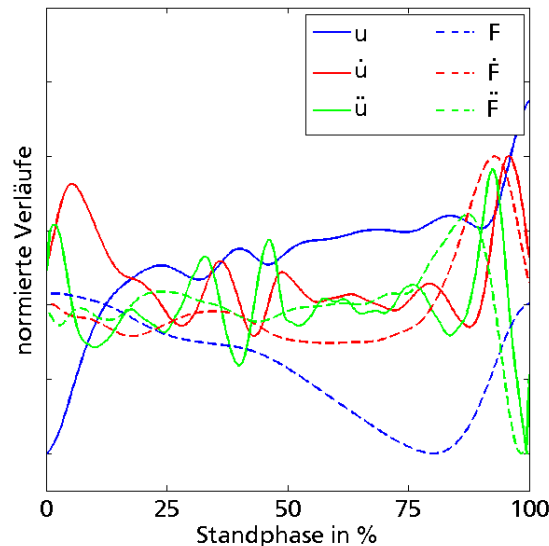


Abbildung 7.12.: Verläufe der Mittelwerte der gemessenen Prozessgrößen in ap-Richtung

Auch für die ap-Achsenrichtung besteht die höchste Kreuzkorrelation bei $\tau = 0$ zwischen der gemessenen Kraft F_{ap} und der Relativbewegung u_{ap} . Diese ist jedoch mit einem Faktor von -0.74 deutlich schwächer als die entsprechende Korrelation in pd-Richtung (-0.96). Analog zur Beinachsenrichtung besteht die zweite nennenswerte Korrelation zwischen den Prozesssignalen F_{ap} und \ddot{F}_{ap} . Deshalb werden für die ap-Richtung die gleichen Modelltopologien untersucht, die bereits in pd-Richtung Anwendung gefunden haben.

Tabelle 7.4.: Ergebnis der Kreuzkorrelation der verschiedenen Prozesssignale quer zur Beinachsenrichtung

Kreuzkorrelation mit $\tau = 0$ zwischen F_{ap} und...	
... \ddot{F}_{ap}	$-1.7 \cdot 10^{-3}$
... \ddot{F}_{ap}	-0.38
... u_{ap}	-0.74
... \dot{u}_{ap}	-0.12
... \ddot{u}_{ap}	0.07

Mittels der Betrachtung verschiedener weiterer Signalkorrelationen (vgl. Tabelle A.4) werden für die verschiedenen Modelltopologien folgende Nichtlinearitäten betrachtet:

Tabelle 7.5.: Betrachtete Nichtlinearitäten in ap-Richtung

Federelemente k_i	Dämpfungselemente d_i
konstant	konstant
$\sim u_{ap}$	$\sim u_{ap}$

Modelltopologie (A)

Nach Gleichung (7.12) ergibt sich für die Analyse der Modelltopologie (A) in ap-Richtung eine Variantenanzahl von vier. Die Zusammensetzung dieser ist in Tabelle A.5 im Anhang zusammengefasst. Abbildung 7.13 zeigt das Gütefunktional aufgetragen über der jeweiligen Modellvariante. ID (A)_{ap}# 3 mit den identifizierten Parametern $k = -96.2 \text{ N/mm}$ und $d(u_{ap}) = 1.69 \text{ Ns/mm}^2$ erreicht die aussichtsreichsten Ergebnisse. Die beschreibende Gleichung ergibt sich zu:

$$\hat{F}_{(A)_{ap}\#3} = -96.2 u_{ap} + 1.69 u_{ap} \dot{u}_{ap} \quad (7.18)$$

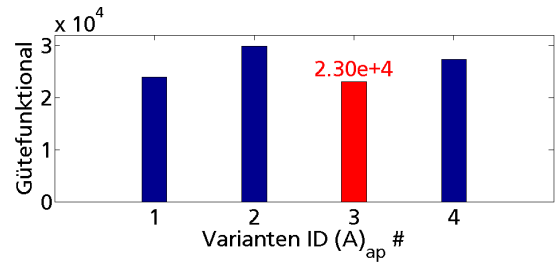


Abbildung 7.13.: Objektive Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten der ap-Richtung basierend auf Topologie (A)

Modelltopologie (C)

Für die Modelltopologie (C) ergeben sich in ap-Richtung insgesamt acht Modellvarianten (vgl. Tabelle A.6). Abbildung 7.14 zeigt die Gütefunktionalen der einzelnen Varianten dieser Topologie. Nach dieser objektiven Beurteilung erreicht das Modell mit der ID (C)_{ap}#2 die besten Ergebnisse, wobei die entsprechende Gleichung in (7.19) angegeben ist. Die Parameter k_1 , k_2 und $d(u_{ap})$ werden zu -1000 N/mm , -96.15 N/mm und 1.47 Ns/mm^2 identifiziert.

$$\hat{F}_{(C)_{ap}\#6} = -96.15 u_{ap} + 1.6 u_{ap} \dot{u}_{ap} - 0.0015 u_{ap} \ddot{F}_{ap} \quad (7.19)$$

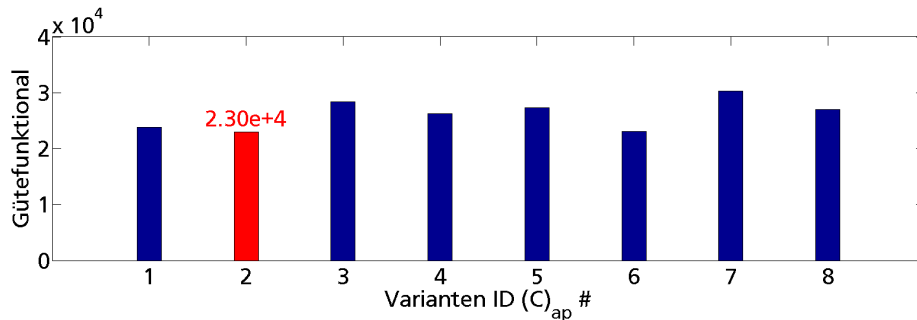


Abbildung 7.14.: Objektive Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für ap-Richtung basierend auf Topologie (C)

Verglichen mit dem Gefälle der berechneten Gütefunktionalen innerhalb einer Modelltopologie (vgl. Abbildungen 7.13 und 7.14) unterscheiden sich die aussichtsreichsten Modellvarianten der beiden Topologien – (A)_{ap}#3 und (C)_{ap}#2 – kaum.

Modelltopologie (G)

Mit den betrachteten Nichtlinearitäten in ap-Richtung ergeben sich für die Modelltopologie (G) 32 Varianten. Die besten Ergebnisse liefert dabei das Modell mit der ID (G)_{ap}# 18 (vgl. Abbildung 7.15). Dabei sind die Parameter $k_{||}(u_{ap})$, k_1 , k_2 , d_1 und $d_2(u_{ap})$ zu -30.83 N/mm^2 , -26.78 N/mm , 14.13 N/mm ,

1.16 Ns/mm und -0.25 Ns/mm^2 identifiziert worden. Durch Einsetzen in (7.14) resultiert die Beschreibung des Modells $(G)_{ap}\#18$ zu:

$$\begin{aligned}\hat{F}_{(G)_{ap}\#18} = & -30.83 u_{ap}^2 + 1.16 \dot{u}_{ap} - 0.021 u_{ap} \ddot{u}_{ap} - [0.04 - 0.02 u_{ap}] \dot{F}_{ap} \\ & - 7.7 \cdot 10^{-4} u_{ap} \ddot{F}_{ap}\end{aligned}\quad (7.20)$$

Verglichen mit den Gütefunktionalen von $(A)_{ap}\#3$ und $(C)_{ap}\#2$ ergibt sich für das Modell $(G)_{ap}\#18$ eine Verbesserung der Güte um etwa 35 %.

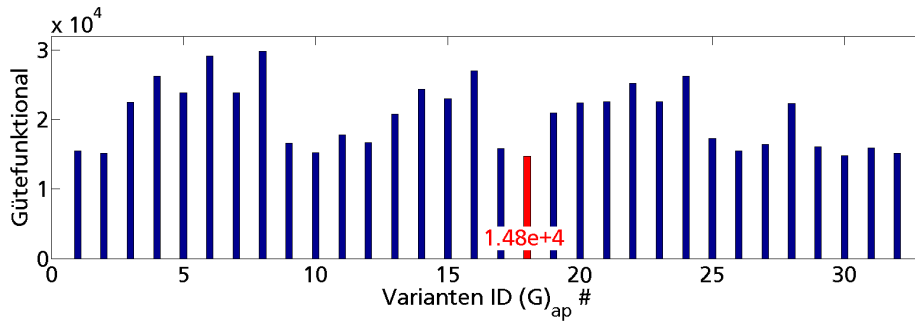


Abbildung 7.15.: Objektive Beurteilung der verschiedenen Modellvarianten für ap-Richtung basierend auf Topologie (G)

Vergleich der entwickelten Modelle

Bei der Entwicklung eines biomechanischen Modells in der ap-Richtung sind die Parameter von insgesamt 44 Modellvarianten identifiziert worden. Diesen Varianten lagen drei verschiedene Topologien zu Grunde. Im folgenden Abschnitt werden die besten Varianten der verschiedenen Topologien miteinander verglichen.

Abbildung 7.16 stellt die Ergebnisse der drei besten Modellvarianten der betrachteten Modelltopologien gegenüber. Dargestellt sind die zeitlichen Verläufe der simulierten Kraft sowie der Mittelwert des experimentell ermittelten Kraftverlaufs (links) und die jeweilige Differenz zwischen Modell und Messung (rechts). Besonders im Bereich zwischen 25 % und 75 % der Standphase kann, wegen der geringen Steigung der Relativbewegung gegenüber der fallenden Belastung (vgl. Abbildung 7.12), der Kraftverlauf durch die Modelle nur schlecht wiedergegeben werden. In diesem Bereich müsste der Vorfaktor des parallelen Federelements k_{\parallel} größer sein, um einen entsprechenden Einfluss auf den Kraftverlauf zu nehmen. Dies steht jedoch im Widerspruch zum restlichen Zeitverlauf, da dort die Ableitungen der Prozesssignale den Kurvenverlauf bestimmen sollten.

Zu hinterfragen ist die vergleichsweise schwache Korrelation der Signale F_{ap} und u_{ap} . Ein möglicher Grund dafür ist, in Analogie zur pd-Richtung, die Beeinflussung der Schnittstelleninteraktion durch die Aussparungen am Testschaft. Des Weiteren ist der Einfluss des Weichgewebes auf das Verhalten der Schnittstelle in ap-Richtung höher³. Der Knochen kann sich in dieser Richtung freier im Weichgewebe bewegen als in Beinachsenrichtung. Gegebenenfalls wären mit einer anderen Messmethode (vgl. Abschnitt *Ermittlung der Relativbewegung*) bessere Signalkorrelationen zu erreichen.

³ Wegen des schlechteren Knochen-Weichgewebe-Verhältnisses in radialer Beinrichtung verglichen mit der Beinachsenrichtung.

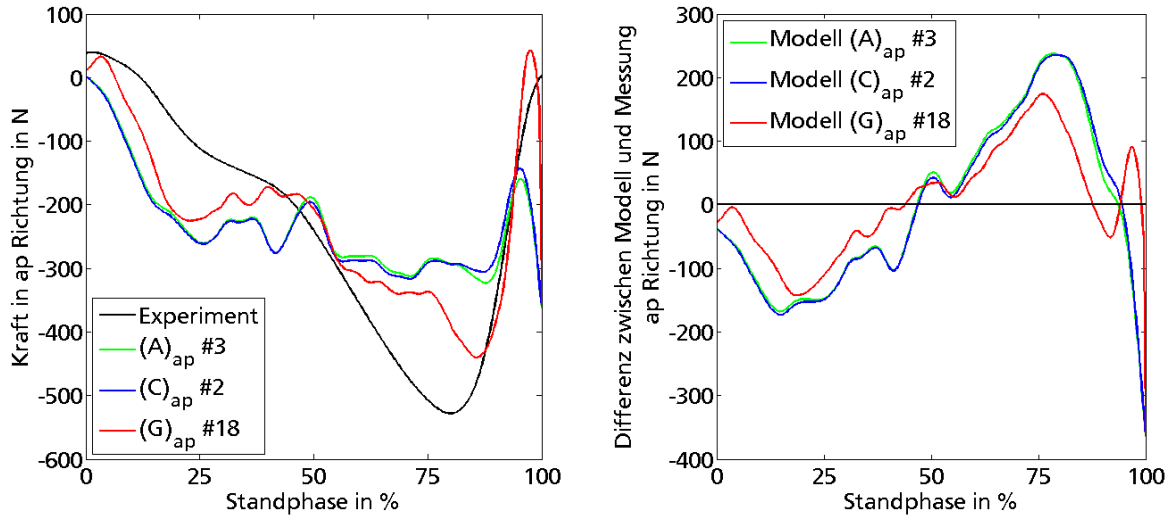


Abbildung 7.16.: Vergleich der besten Varianten der drei Modelltopologien. Kraftsignal (links) und Differenz zwischen Modell und Messung (rechts)

7.3 Gekoppeltes Modell zur Abbildung der Schnittstelleninteraktion in der Sagittalebene

Im diesem Abschnitt wird das Modell zur Abbildung der Schnittstelleninteraktion in der Sagittalebene vorgestellt. Die zugrundeliegende Methodik bei der Entwicklung des zweidimensionalen Modells ist identisch zu den eindimensionalen Modellen.

7.3.1 Kopplung der Freiheitsgrade

Wegen der linearen Unabhängigkeit der betrachteten Freiheitsgrade (pd und ap) lassen sich für die zweidimensionale Betrachtung diese beiden Freiheitsgrade koppeln. Die Kopplung erfolgt dabei über die geometrischen Bedingungen aus Abbildung 7.17.

$$\begin{aligned} F &= F_{pd} \cos(\alpha) + F_{ap} \cos(90^\circ - \alpha) \\ &\equiv F_K \end{aligned} \quad (7.21)$$

Dieser Zusammenhang gilt sowohl für die resultierende Relativbewegung u_K sowie die zeitlichen Ableitungen der Belastung und Relativbewegung.

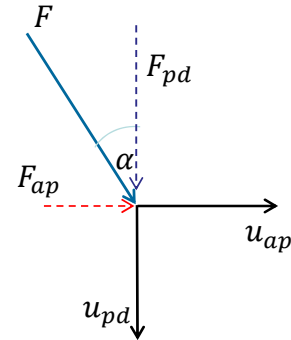


Abbildung 7.17.: Kopplung der linear unabhängigen Richtungsmodelle

7.3.2 Betrachtete Modellstrukturen

Zur Ableitung der Modellstruktur werden mittels Gleichung (7.21) die verschiedenen Prozesssignale generiert und deren Korrelationen untersucht. Der Kopplungswinkel α wird zu 45° angenommen, wodurch die Prozessgrößen jeweils gleichmäßig aus ap und pd-Richtung zusammengesetzt sind⁴. Die Ergebnisse sind in Abbildung 7.18 und Tabelle 7.6 zusammengefasst.

⁴ Die Robustheit des Modells gegenüber Winkeländerungen wird in Kapitel 8 untersucht.

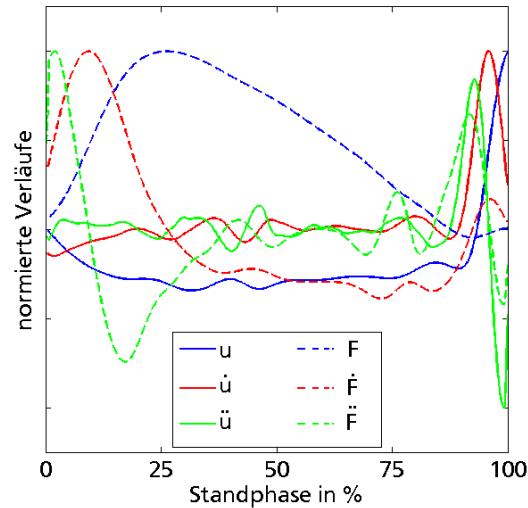


Abbildung 7.18.: Verläufe der Mittelwerte der gemessenen Prozessgrößen

Analog zu den eindimensionalen Modellen bestehen die höchsten Signalkorrelationen zwischen F und u sowie \ddot{F} . Wegen des Vorwissens aus der Entwicklung der eindimensionalen Modelle wird, für den Fall des gekoppelten Modells, Topologie (G) als Modellstruktur festgelegt.

Tabelle 7.6.: Ergebnisse der Kreuzkorrelation der verschiedenen Prozesssignale quer zur Beinachsenrichtung

Kreuzkorrelation mit $\tau = 0$ zwischen F und...	
... \ddot{F}_K	$-9.43 \cdot 10^{-4}$
... \dot{F}_K	-0.41
... u_K	-0.88
... \dot{u}_K	-0.04
... \ddot{u}_K	0.01

Mittels der Betrachtung verschiedener weiterer Signalkorrelationen (vgl. Tabelle A.8) wird die Entscheidung getroffen, folgende Nichtlinearitäten für die Modellentwicklung in der Sagittalebene zu berücksichtigen:

Tabelle 7.7.: Betrachtete Nichtlinearitäten gekoppeltes Modell

Federelemente k_i	Dämpfungselemente d_i
konstant	konstant
$\sim u_K$	$\sim u_K$
$\sim u_K^7$	$\sim u_K^7$

Nach Gleichung (7.12) ergeben sich für das Modell der Sagittalebene 243 Modellvarianten, deren Parameter mittels des Least Square Verfahrens und des implementierten *Multistart-Solvers* identifiziert werden.

7.3.3 Vergleich der Modellvarianten

Die jeweilige Zusammensetzung der Modellvariante ist Abbildung A.4 zu entnehmen. Zur objektiven Beurteilung der Modellvarianten dient das Gütefunktional, welches in Abbildung 7.19⁵ über der jeweiligen Variante aufgetragen ist.

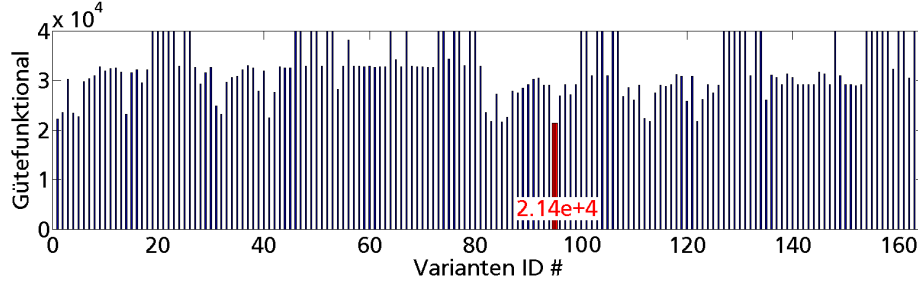


Abbildung 7.19.: Beurteilung der verschiedenen Varianten des gekoppelten Modells der Sagittalebene

Variante $(G)_K\#95$ gibt den gemessenen Belastungsverlauf am besten wieder. Durch Einsetzen der identifizierten Parameter $k_{\parallel}(u_K) = 71.10 \text{ N/mm}^2$, $k_1 = -29.57 \text{ N/mm}$, $k_2(u_K) = -0.066 \text{ N/mm}^2$, $d_1(u_K) = -0.054 \text{ Ns/mm}^2$ und $d_2(u_K) = 0.054 \text{ Ns/mm}^2$ in (7.14) ergibt sich folgende Gleichung für das gekoppelte Modell der Sagittalebene:

$$\begin{aligned} \hat{F}_{(G)_K\#95} = & 71.10 u_K^2 - 0.054 u_K \dot{u}_K + 0.045 u_K \ddot{u}_K \\ & - [0.0018 u_K - 0.0082] \dot{F}_K + 0.0015 u_K \ddot{F}_K \end{aligned} \quad (7.22)$$

Abbildung 7.20 (links) zeigt den zeitlichen Verlauf der gekoppelten Belastung des Experiments (schwarz) und das Ergebnis der Modellvariante $(G)_K\#95$. Zur Verdeutlichung des Unterschieds zeigt Abbildung 7.20 (rechts) die Differenz zwischen Messung und Modell.

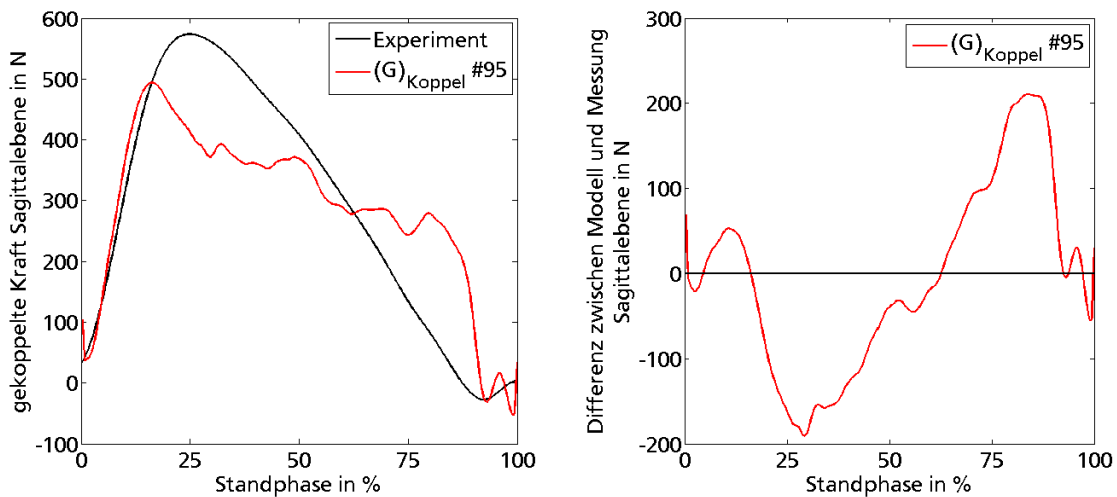


Abbildung 7.20.: Darstellung des besten Varianten für das gekoppelte Modell der Sagittalebene. Kraftsignal (links) und Differenz zwischen Modell und Messung (rechts)

Analog zu den entwickelten Modellen der beiden Freiheitsgrade zeigt sich für das gekoppelte Modell wegen fehlender Datenkorrelation im mittleren Bereich der Standphase eine schlechte Übereinstimmung. Auch hier könnte die Unterteilung der Standphase in verschiedene Abschnitte und die bereichsweise Identifikation der Parameter zur Verbesserung des Modells beitragen.

⁵ Dargestellt sind Modellvarianten 1-165. Modellvarianten mit $k_{\parallel} \sim u_K^7$ erreichen ausnahmslos Modellgüten $\rho_{\text{norm}} \geq 4 \cdot 10^4$ und sind deshalb nicht dargestellt.

7.4 Zusammenfassung der Modellentwicklung

In diesem Kapitel wurden eindimensionale Modelle der zwei Translationsfreiheitsgrade in der Sagittalebene entwickelt. Ebenso wurde, in einem zweiten Schritt, durch Kopplung der Freiheitsgrade ein zweidimensionales Modell der Sagittalebene erstellt. Die Struktur der drei Modelle entspricht jeweils der Topologie G, wobei die Parameter freiheitsgradabhängig unterschiedliche Nichtlinearitäten in Bezug auf ihre Kennlinie aufweisen.

Zur Identifikation der Parameter sind jeweils 40 % der Referenzdaten normaler Gehgeschwindigkeit genutzt worden. Im nächsten Kapitel werden die entwickelten Modelle mittels der anderen Datensätze evaluiert.

8 Bewertung der entwickelten Modelle

Zur Modellentwicklung und Evaluierung sind im Rahmen dieser Masterarbeit verschiedene Referenzdatensätze erhoben worden (vgl. Kapitel 5). Nachdem ein Teil des Datensatzes normaler Gehgeschwindigkeit zur Identifikation der Modellparameter genutzt worden sind, stehen zur Evaluierung der Modelle 60 % dieser Daten und zwei weitere Referenzdatensätze anderer Gehgeschwindigkeiten zur Verfügung.

Zunächst werden die Evaluierungsdaten *normaler* Gehgeschwindigkeit zur Bewertung der entwickelten Modelle verwendet. Im Anschluss werden mittels der Referenzdaten langsamer und schneller Gehgeschwindigkeit Abschätzungen bezüglich der Robustheit der Modelle angestellt.

8.1 Evaluierung der Modelle

Abbildung 8.1 verdeutlicht die Güte der eindimensionalen Modelle bei der Vorzugsgehgeschwindigkeit des Probanden. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte der gemessenen Belastungsdaten (schwarz) sowie die gemittelten Ergebnisse des Modells unter Verwendung der Identifikations- (rot) und Evaluierungsschritte (blau) über der Standphase.

Sowohl das Modell in pd- (Abbildung 8.1 links), als auch das Modell in ap-Richtung (rechts) generieren voneinander abweichende Mittelwerte zwischen den Identifikations- und Evaluierungsdaten. In pd-Richtung bleibt der Kurvenverlauf davon unberührt, wohingegen in ap-Richtung im Bereich der mittleren Standphase deutliche Unterschiede im Gradientenverlauf der unterschiedlichen Datensätze zu verzeichnen sind (vgl. Abbildung 8.1 rechts). Die Identifikationsdaten (rot) geben den dort gemessenen Kraftverlauf besser wieder. Diese Schwankung zwischen Identifikations- und Evaluierungsdaten ist jedoch bereits in den Prozessdaten zu finden (vgl. Abbildung 7.5 in Abschnitt 7.1.4).

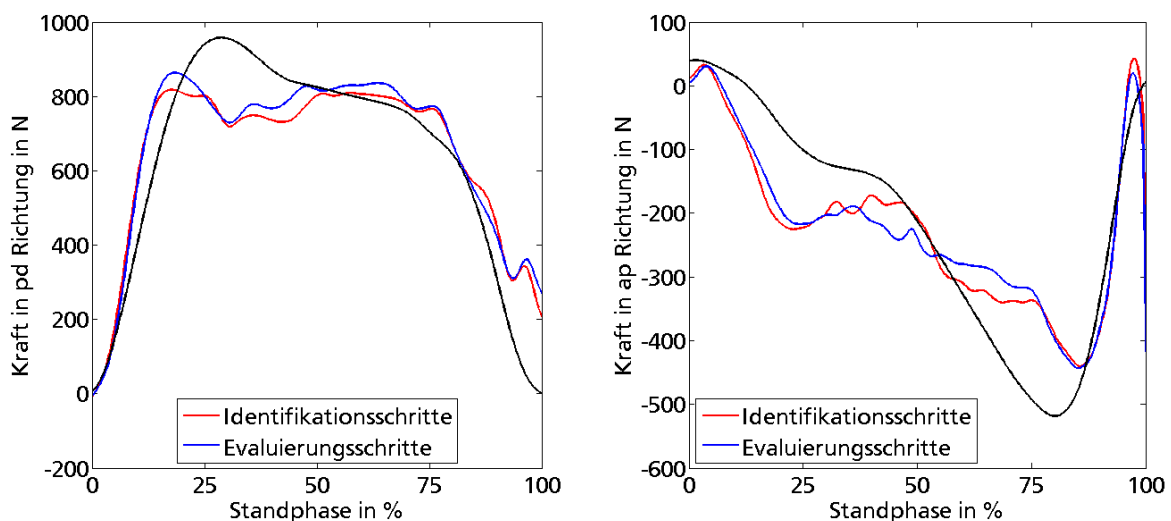


Abbildung 8.1.: Evaluierung der eindimensionalen Modell: pd- (links) und ap-Richtung (rechts)

Die beschriebenen Abweichungen sind in der begrenzten Schrittlanzahl und der Qualität, bzw. den Schwankungen der Messdaten (besonders in Bezug auf die Relativbewegung der ap-Richtung) begründet. Eine Optimierung der Datensatzaufteilung im Hinblick auf identische Mittelwerte zwischen

Identifikations- und Evaluierungsdaten könnte zu besseren Ergebnissen führen.

Abbildung 8.2 stellt die Ergebnisse der Anwendung beider Datensätze auf das zweidimensionale Modell gegenüber. Dieses Modell koppelt die beiden Freiheitsgrade, weshalb sich die Ergebnisse ähnlich der eindimensionalen Modelle bewerten lassen. Die Abweichungen im mittleren Bereich der Standphase in ap-Richtung sind in den Ergebnissen des gekoppelten Modells ebenfalls vorhanden. Auch im Bereich der ersten und letzten 25 % der Standphase wird, wie in den eindimensionalen Modellen, eine gute Deckung der Verläufe beider Datensätze erreicht. Die Schwankungen der Eingangsdaten sind dort am geringsten.

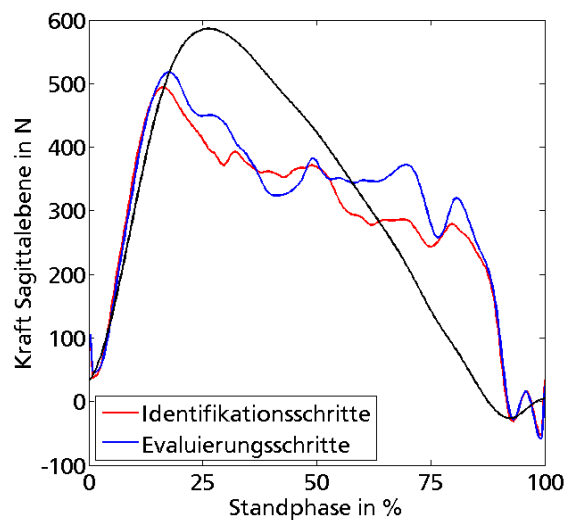


Abbildung 8.2.: Evaluierung des zweidimensionalen Modells

8.2 Vergleich der Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit

Abbildung 8.3 zeigt für die verschiedenen Gehgeschwindigkeiten die Mittelwerte der Evaluierungsdaten. Zum einen die Kräfte der Sagittalebene (links) und zum anderen die Relativbewegungen (rechts). Dabei wird zwischen pd-Achse (blau) und ap-Achse (rot) unterschieden. Des Weiteren gibt der Linienstil Aufschluss über die dazugehörige Gehgeschwindigkeit des Probanden.

Generell nimmt mit steigender Gehgeschwindigkeit der (erste) Peak im Kraftverlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte zu. Nach [29] handelt es sich dabei um einen linearen Zusammenhang. Dieser Einfluss zeigt sich in den gemessenen Belastungen der pd-Richtung (blaue Kurvenverläufe in Abbildung 8.3 links) zwischen normaler und schneller Gehgeschwindigkeit. Aufgrund des niedrigen Geschwindigkeitsniveaus liegt bereits bei 0.85 m/s das Maximum im Bereich des Körpergewichts des Probanden. Eine weitere Reduktion ist auch bei niedrigeren Gehgeschwindigkeiten nicht möglich. Die fehlende Dynamik im Kraftverlauf der pd-Achse bei langsamer Geschwindigkeit scheint jedoch einen Einfluss auf die Relativbewegung in Beinachsenrichtung zu haben: der Stumpf sinkt insgesamt weniger ein (vgl. Abbildung 8.3 (rechts)).

Für die Belastungen in ap-Richtung (rote Kurvenverläufe in Abbildung 8.3 links) sind kaum Unterschiede für die drei Gehgeschwindigkeiten festzustellen. Allerdings zeigen sich in den Verläufen der dazugehörigen Relativbewegung unterschiedliche Gradienten am Ende der Standphase. Somit werden in Abhängigkeit der Gehgeschwindigkeit andere Endwerte erreicht: Etwa +3.5 mm bei schneller Gehgeschwindigkeit verglichen mit etwa +2.2 mm bei niedriger Gehgeschwindigkeit.

Aufgrund der unzureichenden Güte der entwickelten Modelle ist nicht zu erwarten, dass die erläuterten Unterschiede einen großen Einfluss auf die Evaluierung haben werden. Ein Vergleich der Ergebnisse der

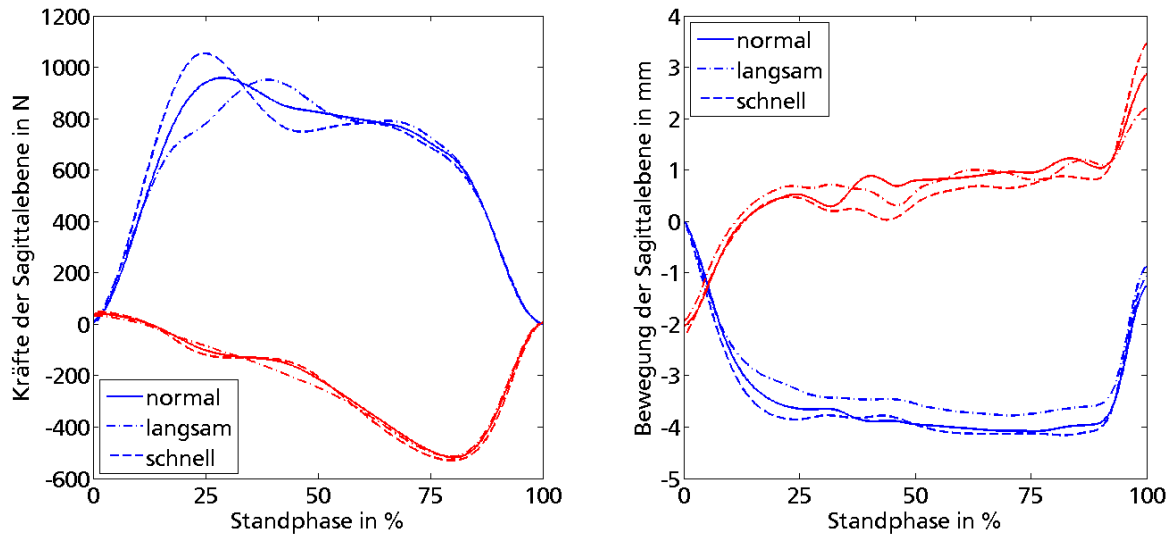


Abbildung 8.3.: Mittelwerte der Evaluierungsdatensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeiten

Kreuzkorrelation, die in Tabelle 8.1 zusammengefasst sind, zeigt, dass über die drei getesteten Gehgeschwindigkeiten ähnliche Signalabhängigkeiten bestehen. Eine hohe Korrelation besteht stets zwischen F und u , gefolgt von F zu \ddot{F} . Es ist demnach zu erwarten, dass eine Änderung der Topologie nicht zu einem besseren Modell führt.

Tabelle 8.1.: Kreuzkorrelation mit $\tau = 0$ zwischen Kraft- und den anderen Prozesssignalen

	langsam	normal	schnell	
pd-Richtung	u_{pd}	-0.964	-0.963	-0.958
	\dot{u}_{pd}	-0.114	-0.122	-0.112
	\ddot{u}_{pd}	0.098	0.121	0.141
	\dot{F}_{pd}	$-1.330 \cdot 10^{-5}$	$-9.026 \cdot 10^{-6}$	$6.519 \cdot 10^{-7}$
	\ddot{F}_{pd}	-0.314	-0.339	-0.353
ap-Richtung	u_{ap}	-0.743	-0.736	-0.559
	\dot{u}_{ap}	-0.120	-0.115	-0.137
	\ddot{u}_{ap}	-0.051	-0.070	-0.119
	\dot{F}_{ap}	-0.001	-0.002	-0.002
	\ddot{F}_{ap}	-0.370	-0.376	-0.377
Gekoppelt	u_K	-0.879	-0.875	-0.848
	\dot{u}_K	-0.054	-0.041	-0.061
	\ddot{u}_K	-0.008	0.012	-0.007
	\dot{F}_K	$-8.434 \cdot 10^{-4}$	$-9.428 \cdot 10^{-4}$	$-7.823 \cdot 10^{-4}$
	\ddot{F}_K	-0.367	-0.410	-0.415

Allerdings zeigt sich für diese beiden Korrelationskoeffizienten die Tendenz einer Geschwindigkeitsabhängigkeit. Während die Korrelation zwischen F und u mit steigender Gehgeschwindigkeit abnimmt, steigt diese zwischen F und \ddot{F} . Gegebenenfalls ist eine Reidentifikation der Parameter für unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten sinnvoll.

8.3 Bewertung der Robustheit der Modelle

Im folgenden Teilkapitel wird die Robustheit der entwickelten Modelle analysiert. Zunächst werden die Datensätze langsamer und schneller Gehgeschwindigkeit auf die entwickelten Modelle angewendet und die auftretenden Differenzen zwischen Modell und Messung verglichen. Wegen der gehgeschwindigkeitsabhängigen Änderung der Prozesssignalkorrelation (vgl. Abschnitt 8.2) wird eine Reidentifikation der Parameter für die unterschiedlichen Datensätze bei gleicher Modellstruktur vorgenommen. Die identifizierten Parameter werden im Hinblick auf Gehgeschwindigkeitsabhängigkeiten geprüft.

8.3.1 Modell der pd-Achsenrichtung

Abbildung 8.4 zeigt die Ergebnisse der Robustheitsanalyse des Modells der pd-Richtung. Zur Vergleichbarkeit der gehgeschwindigkeitsabhängigen Prozessgrößen (vgl. Abbildung 8.3) sind statt der Absolutwerte die Differenzen zwischen den Modellergebnissen und der jeweiligen Messung dargestellt. Neben den Kurvenverläufen zur Bewertung der Modellrobustheit sind zum Vergleich ebenfalls die Differenzen der Daten aus Abbildung 8.1 (links) aufgeführt.

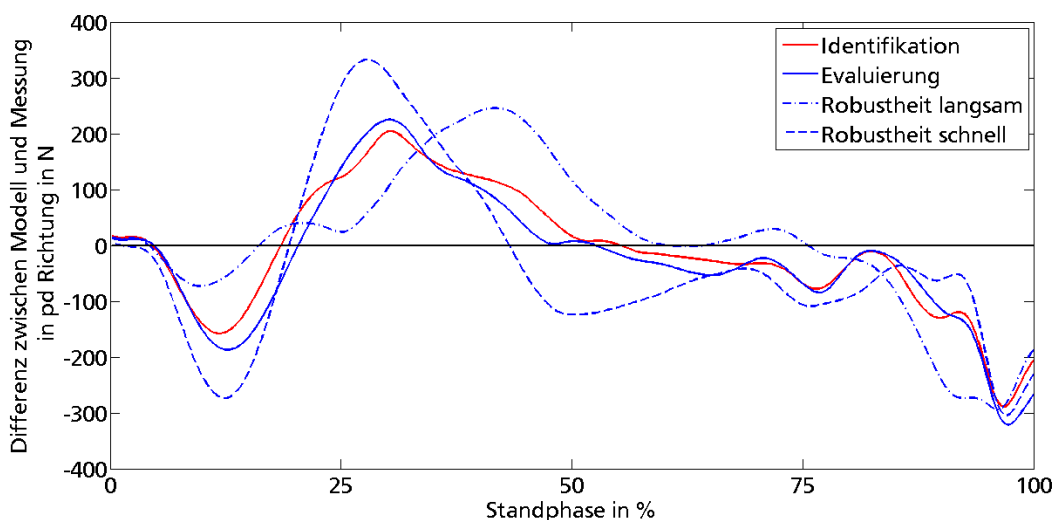


Abbildung 8.4.: Vergleich der Güte des pd-Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit

Zwar generiert das Modell der pd-Richtung für die Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeiten abweichende Kurvenverläufe, jedoch ist das entwickelte Modell robust genug, um die Daten abbilden zu können.

Die Verschiebung des Peaks in den Belastungsdaten (vgl. Abbildung 8.3) findet sich ebenfalls in den Kurvenverläufen der Differenzen wieder. Diese ist im Vergleich zur langsamen Gehgeschwindigkeit zwischen den Referenzdaten normaler und schneller Gehgeschwindigkeit weniger ausgeprägt. Der erste Nulldurchgang des Kurvenverlaufs schneller Gehgeschwindigkeit liegt zwischen denen der Identifikations- und Evaluierungsdaten. Im Bereich des Kraftanstiegs ist das bestehende Modell mit den identifizierten Parametern für diese Daten bereits nah am *Optimum*¹. Im Gegensatz dazu kann dieses mittels der Daten

¹ Die Modellergebnisse, dessen Parameter mit Hilfe der passenden Gehgeschwindigkeit identifiziert worden sind. Dies entspricht unter der gegebenen Modellstruktur der höchsten zu erreichenden Güte.

langsamer Gehgeschwindigkeit lediglich durch eine Reidentifikation der Parameter, durch die Erhöhung des Parametereinflusses von $k_{||}$, erreicht werden. Auch im Bereich von etwa 90 % der Standphase besteht durch eine Reidentifikation mittels der Daten langsamer Gehgeschwindigkeit Verbesserungspotential. Die Reduktion der existierenden Differenz zwischen Modell und Messung beruht in diesem Bereich jedoch eher auf den Vorfaktoren von \ddot{u}_{pd} , bzw. \ddot{F}_{pd} .

Mittels der Grundlage der Daten langsamer und schneller Gehgeschwindigkeit werden die Parameter des Modells $(G)_{pd}\#12$ erneut identifiziert. Tabelle 8.2 fasst die Ergebnisse zusammen.

Tabelle 8.2.: Identifizierte Parameter pd-Richtung

Gehgeschwindigkeit	$k_{ }$	k_1	$k_2(u_{pd})$	$d_1(u_{pd}^2)$	$d_2(u_{pd}^2)$
langsam	-227.05	55.72	20.59	-1.21	-0.007
normal	-210.86	52.30	18.67	-0.67	0.02
schnell	-197.31	55.96	17.14	-0.70	-0.007

Dabei ist folgende Tendenz festzustellen: Mit steigender Gehgeschwindigkeit wird der Einfluss von $k_{||}$ geringer. Dies trifft, wenn auch in geringem Maße, ebenso auf die Korrelation zwischen den Prozesssignalen F_{pd} und u_{pd} zu (vgl. Tabelle 8.1). Weitere identifizierbare gehgeschwindigkeitsabhängige Veränderungen² sind lediglich für den Parameter k_2 zu verzeichnen. Dieser Parameter hat Einfluss auf verschiedene Vorfaktoren der Differentialgleichung, tritt jedoch nie alleine auf (vgl. Gleichung (7.14)). Eine Analyse der einzelnen Vorfaktoren³ zeigt keine weiteren Gehgeschwindigkeitsabhängigkeiten.

Abbildung 8.5 (links) zeigt die verschiedenen Ergebnisse, die mittels der Datensätze langsamer Gehgeschwindigkeit erzeugt wurden. Dargestellt sind die Mittelwerte der Belastungsmessung (schwarz), der Ergebnisse der Modellrobustheit (blaue Strich-Punkt-Linie) sowie der Resultate des Modells der reidentifizierten Parameter (Datensatz der Identifikation in rot und Datensatz der Evaluierung in blau). Bei Abbildung 8.5 (rechts) handelt es sich um eine analoge Darstellung der Ergebnisse des Datensatzes schneller Gehgeschwindigkeit.

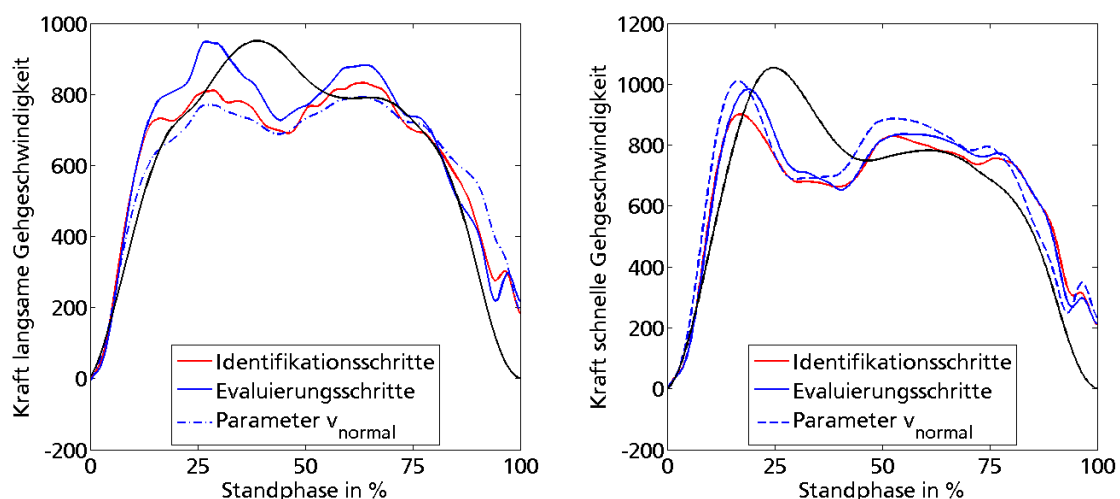


Abbildung 8.5.: Mittelwerte der Ergebnisse der pd-Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten; langsam (links) und schnell (rechts).

² Änderungen, die proportional zur linearen Gehgeschwindigkeitsänderung von *langsam* nach *schnell* steigen oder fallen.

³ Siehe Tabelle A.9 im Anhang.

Mittels der Reidentifikation der Parameter für die Datensätze langsamer Gehgeschwindigkeit wird der Gradient der Anfangssteigung länger aufrecht erhalten (vgl. Abbildung 8.5 links). Dies entspricht in der Darstellung aus Abbildung 8.4 einer Verschiebung des ersten Nulldurchgangs in Richtung der 25 % Standphase. Des Weiteren führt das Modell mittels der gehgeschwindigkeitsspezifischen Parameter ab 75 % der Standphase zum Angleichen des Kurvenverlaufs an die gemessenen Belastungen.⁴

Der Kurvenverlauf der Datensätze schneller Gehgeschwindigkeit wird durch die Reidentifikation der Parameter weniger beeinflusst (vgl. Abbildung 8.5 rechts). Durch die Reduktion des Parameters $k_{||}$ wird der Kompromiss zwischen Unter- und Überschätzung des Prozesssignals im Bereich zwischen 25 - 75 % der Standphase optimiert.

8.3.2 Modell der ap-Achsenrichtung

Abbildung 8.6 zeigt die Ergebnisse der Robustheitsanalyse des Modells der ap-Richtung. Analog zu Abbildung 8.4 sind hier die Differenzen zwischen den Modellergebnissen und der entsprechenden Messung sowie zum Vergleich die Differenzen aus Abbildung 8.1 (rechts) dargestellt.

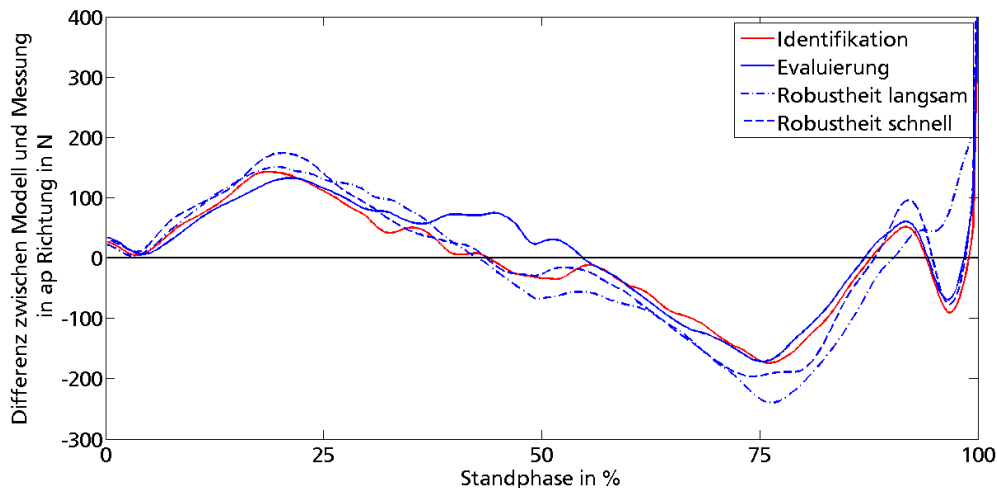


Abbildung 8.6.: Vergleich der Güte des ap-Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit

Es zeigt sich eine hohe Übereinstimmung der Kurvenverläufe, was auf eine ausreichende Robustheit des ap-Modells schließen lässt. Lediglich am Ende der Standphase kann eine Reidentifikation der Parameter mittels der Daten langsamer Gehgeschwindigkeit zur Verbesserung der Modellgüte für diesen Datensatz beitragen.

Dennoch werden Reidentifikationen der Parameter für beide Gehgeschwindigkeitsdatensätze vorgenommen, deren Ergebnisse in Tabelle 8.3 zusammengefasst sind.

Tabelle 8.3.: Identifizierte Parameter ap-Richtung

Gehgeschwindigkeit	$k_{ }(u_{ap})$	k_1	k_2	d_1	$d_2(u_{ap})$
langsam	-33.25	-20.30	15.43	1.67	-0.26
normal	-30.83	-26.78	14.13	1.16	-0.25
schnell	-29.63	-10.57	10.10	1.25	-0.08

⁴ An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass die Relativbewegung des Datensatzes langsamer Gehgeschwindigkeit deutlichen Schwankungen unterliegt (vgl. Abbildung A.5).

Durch die Reidentifikation mittels der Daten unterschiedlicher Gehgeschwindigkeiten ergeben sich für die Parameter Werteänderungen. Diese liegen prozentual im Wertebereich der pd-Reidentifikationsänderungen. Die Analyse der Vorfaktoren (vgl. Tabelle A.9) zeigt für den Parameter $k_{||}$ eine gehgeschwindigkeitsabhängige Anpassung².

Abbildung 8.7 zeigt in Analogie zu Abbildung 8.5 die Ergebnisse des ap-Modells. Sowohl für die langsame (links) als auch für die schnelle Gehgeschwindigkeit (rechts) zeigen sich die erwarteten Resultate: Das reidentifizierte Modell der schnellen Gehgeschwindigkeit unterscheidet sich im Verlauf nur unwesentlich von dem Modell der Parameter normaler Gehgeschwindigkeit. Zwischen 25 % und 75 % sind Abweichungen zu erkennen, wobei der Kurvenverlauf des Ergebnisses des *normalen* ap-Modells zwischen den Mittelwerten der Identifikations- und Evaluierungsdatensatz schneller Gehgeschwindigkeit liegt. Dies lässt darauf schließen, dass die Unterschiede maßgeblich in den Schwankungen der Messdaten und nicht in der Änderung der Modellparameter begründet liegen. Im Gegensatz dazu, wird durch die Reidentifikation der Modellparameter mittels der Daten langsamer Gehgeschwindigkeit insbesondere im Bereich der terminalen Standphase eine Anpassung des Kurvenverlaufs an die Messung erreicht (vgl. Abbildung 8.7 links).

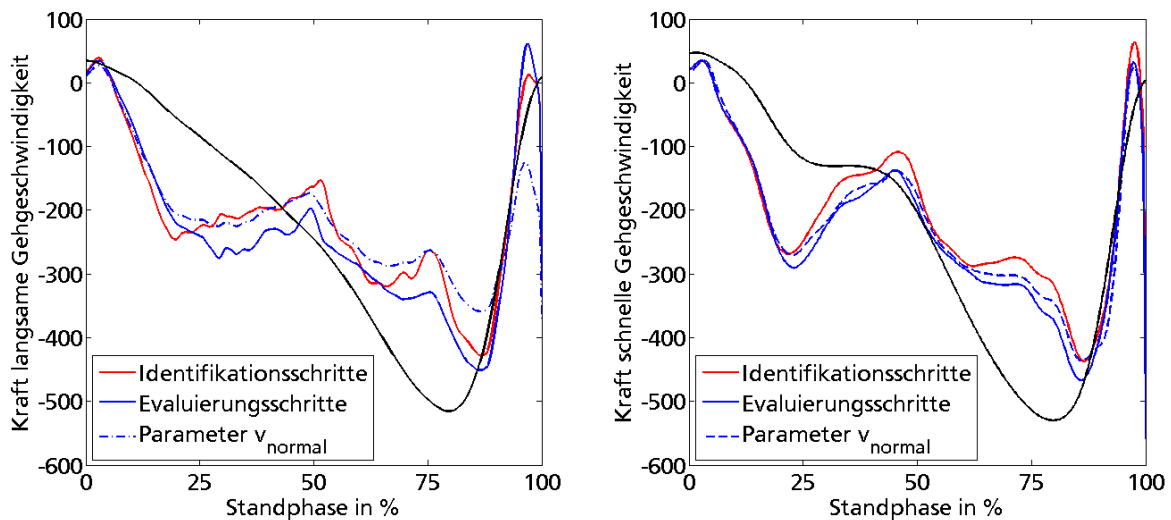


Abbildung 8.7.: Mittelwerte der Ergebnisse der ap-Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten; langsam (links) und schnell (rechts)

Das entwickelte Modell der ap-Richtung zeigt gegenüber dem Datensatz der schnellen Gehgeschwindigkeit eine gute Robustheit. Diese ist gegenüber dem Datensatz langsamer Gehgeschwindigkeit weniger ausgeprägt. Besonders im Bereich der terminalen Standphase ist eine Reidentifikation der Parameter sinnvoll.

8.3.3 Gekoppeltes zweidimensionales Modell der Sagittalebene

In den vorangegangenen Abschnitten wurde die Robustheit der eindimensionalen Modelle gegenüber Gehgeschwindigkeitsvariationen analysiert. Für das zweidimensionale Modell ergibt sich eine weitere Variationsmöglichkeit, die Veränderung des Kopplungswinkels α . Im folgenden Teilkapitel wird das gekoppelte Modell der Sagittalebene in Bezug auf die Robustheit gegenüber Gehgeschwindigkeits- und Kopplungswinkelvariationen analysiert und bewertet.

Robustheit gegenüber Gehgeschwindigkeitsvariation

Die Darstellung in Abbildung 8.8 entspricht den vorangegangenen Differenzabbildungen. Verglichen mit der Robustheit des ap-Modells generiert das gekoppelte Modell der Sagittalebene in Abhängigkeit der Gehgeschwindigkeit Ergebnisse, die deutlich vom *Optimum* des Modells normaler Gehgeschwindigkeit abweichen. Eine Reidentifikation der Parameter birgt im Besonderen in Bezug auf die Datensätze schneller Gehgeschwindigkeit Verbesserungspotential. Die Robustheit des gekoppelten Modells der Sagittalebene gegenüber Gehgeschwindigkeitsvariation ist demnach begrenzt, wobei mittels der Reidentifikation der Parameter diese Robustheit weiter untersucht wird.

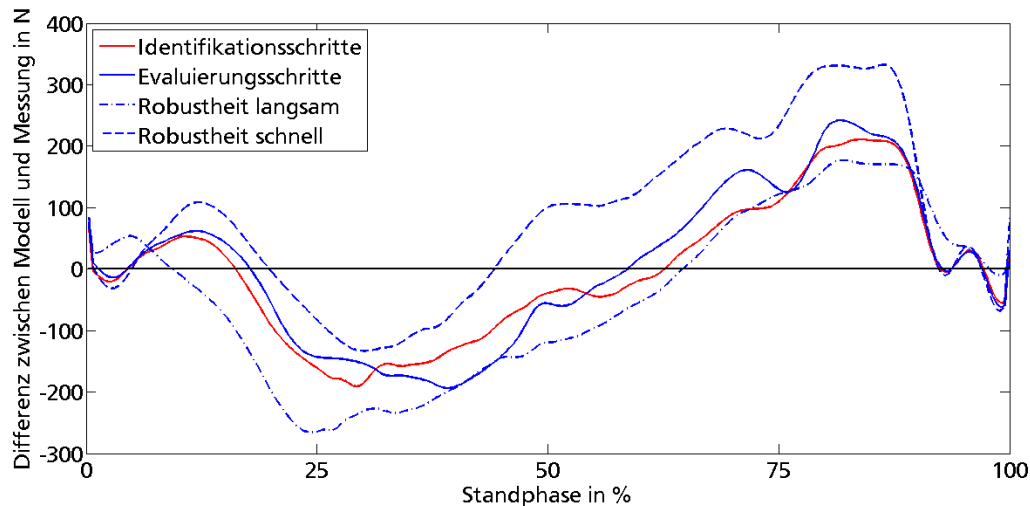


Abbildung 8.8.: Vergleich der Güte des gekoppelten Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit

Tabelle 8.4 fasst die Ergebnisse der Parameteridentifikation unter Berücksichtigung der Datensätze unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit zusammen.

Tabelle 8.4.: Identifizierte Parameter des gekoppelten Modells der Sagittalebene bei unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten

Gehgeschwindigkeit	$k_{ }(u_K)$	k_1	$k_2(u_K)$	$d_1(u_K)$	$d_2(u_K)$
langsam	66.19	-10.88	-5.36	-0.69	0.2
normal	71.10	-29.57	-0.066	-0.05	0.05
schnell	55.26	-32.58	-0.83	0.20	-0.17

Bei den Parametern k_1 und d_2 zeigt sich eine gehgeschwindigkeitsabhängige Änderung der Werte. Diese Einzelelemente finden sich in den Vorfaktoren der Prozesssignale in Verbindung mit anderen Einzelelementen wieder (vgl. Gleichung (7.14)) Daher ist deren Einfluss beschränkt. Die Analyse der Vorfaktoren (vgl. Tabelle A.9) zeigt, dass die Reidentifikation dieses Modells keine gehgeschwindigkeitsproportionalen Parameteränderungen nach sich zieht.

Abbildung 8.9 zeigt in Analogie zu Abbildung 8.5 und 8.7 die Ergebnisse des gekoppelten Modells der Sagittalebene. Die Reidentifikation der Parameter mittels der Daten langsamer Gehgeschwindigkeit führt auf eine geringe Veränderung des Verlaufs im Bereich zwischen etwa 40 % und 80 % der Standphase. Mit Hilfe der reidentifizierten Parameter des Modells anhand der Daten schneller Gehgeschwindigkeit (Abbildung 8.9 rechts) wird eine deutliche Verbesserung der Modellergebnisse erreicht. Durch die Reduk-

tion des Parameters $k_{||}$ wird ein Kompromiss zwischen Unter- und Überschätzung des Prozesssignals erreicht.

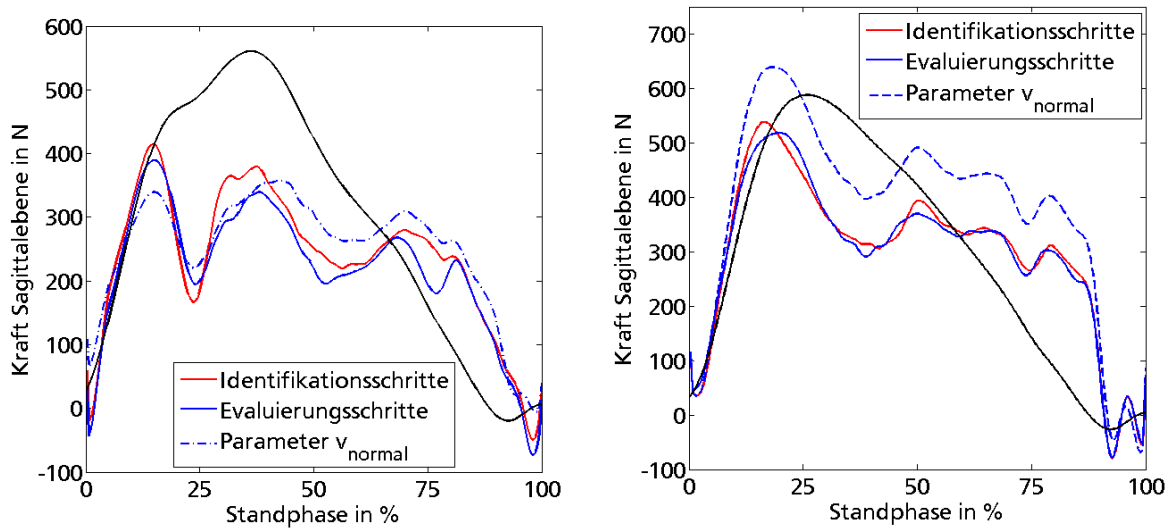


Abbildung 8.9.: Mittelwerte der Ergebnisse der gekoppelten Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten; langsam (links) und schnell (rechts).

Die Robustheit des gekoppelten Modells der Sagittalebene gegenüber Gehgeschwindigkeitsvariation ist ungenügend. Die Anwendung von Daten unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit auf das Modell normaler Gehgeschwindigkeit führt teilweise zur Parallelverschiebung der Kurve des *Optimums* (vgl. roter Kurvenverlauf in Abbildung 8.8). Durch die Reidentifikation der Parameter kann die Modellgüte erhöht werden, wobei keine gehgeschwindigkeitsproportionalen Abhängigkeiten identifiziert werden können.

Robustheit gegenüber Winkeländerung

Das Modell der Sagittalebene⁵ besteht aus der Kopplung der linear unabhängigen Richtungsachsen p_d und a_p über den Winkel α :

$$\begin{aligned} \hat{F}_K = & k_{||} [u_{pd} \cos(\alpha) + u_{ap} \cos(90^\circ - \alpha)] + d_1 [\dot{u}_{pd} \cos(\alpha) + \dot{u}_{ap} \cos(90^\circ - \alpha)] \\ & + \frac{d_1 d_2}{k_2} [\ddot{u}_{pd} \cos(\alpha) + \ddot{u}_{ap} \cos(90^\circ - \alpha)] - \frac{d_1 d_2}{k_1 k_2} [\ddot{F}_{pd} \cos(\alpha) + \ddot{F}_{ap} \cos(90^\circ - \alpha)] \\ & - \frac{k_1 d_1 + k_1 d_2 + k_2 d_1}{k_1 k_2} [\dot{F}_{pd} \cos(\alpha) + \dot{F}_{ap} \cos(90^\circ - \alpha)] \end{aligned}$$

Zur Identifikation der Parameter ist der Kopplungswinkel α zu 45° angenommen worden. Im folgenden Abschnitt wird die Robustheit des Modells der Sagittalebene gegenüber Winkelvariationen analysiert. Der betrachtete Variationsbereich liegt zwischen 25° und 65° . Eine zusätzliche Variation der Gehgeschwindigkeit wird nicht berücksichtigt, sodass stets der Datensatz normaler Gehgeschwindigkeit verwendet wird.

Abbildung 8.10 zeigt die jeweiligen Differenzen zwischen Modellergebnissen und Messung. Neben den Vergleichswerten der Modellergebnisse der Identifikations- und Evaluierungsdaten (rot, bzw. blau) sind

⁵ Es sei darauf hingewiesen, dass die Parameter $k_{||}$, k_2 , d_1 sowie d_2 ebenfalls proportional zu u_K sind.

die Ergebnisse der Robustheitsversuche illustriert. Dabei ist der Kopplungswinkel ausgehend von 45° in Abständen von 10° variiert worden. Die Ergebnisse mit erhöhtem Einfluss der pd-Richtung (25° , bzw. 35°) sind als Strich-Punkt-Linien dargestellt, der erhöhte Einfluss der ap-Richtung (55° , bzw. 65°) ist durch gestrichelte Linien dargestellt.

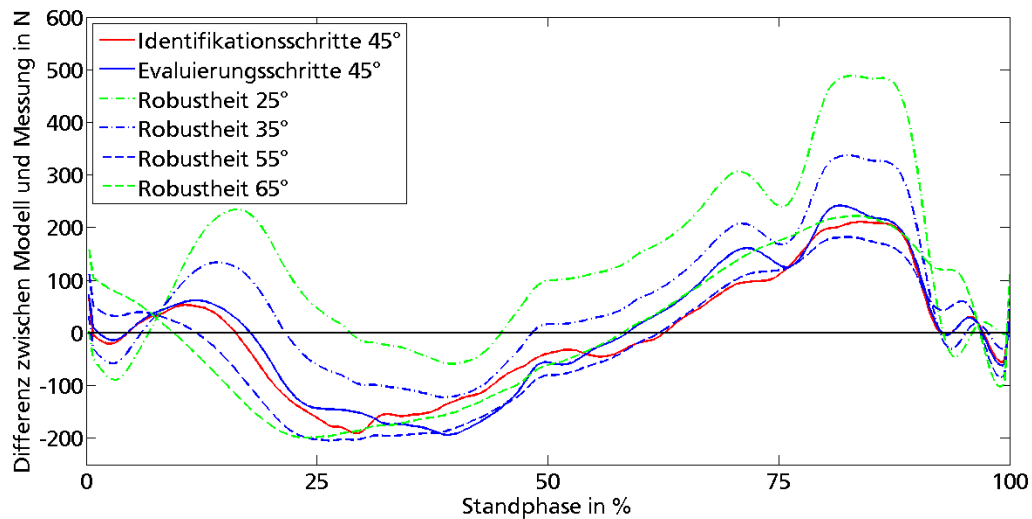


Abbildung 8.10.: Vergleich der Güte des gekoppelten Modells bei der Anwendung auf Datensätze unterschiedlicher Kopplungswinkel

Zunächst wird die Robustheit gegenüber Kopplungswinkeln $\alpha < 45^\circ$ untersucht: Mit steigendem Einfluss der pd-Richtung entfernen sich die Differenzkurven vom Ergebnis der Identifikationsdaten (rot), wobei sich die Kurvenverläufe ähneln und bereichsweise annähernd einer Parallelverschiebung entsprechen. Eine Reidentifikation der Parameter wird für diesen mittleren Standphasenbereich zur Optimierung des Verhältnisses zwischen Über- und Unterschätzen des Prozesssignals führen.

Für die Modellergebnisse mit steigendem Einfluss der ap-Richtung auf die gekoppelten Prozesssignale ($\alpha > 45^\circ$) lässt sich in dieser Darstellung keine winkelabhängige Änderung der Verläufe feststellen.

Tabelle 8.5 fasst die Ergebnisse der Reidentifikation der Parameter zusammen. Die Analyse der reidentifizierten Parameter zeigt für $k_{||}$ eine Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit. Ähnliches zeigt sich für den Vorfaktor des Terms \hat{F}_K (vgl. Tabelle A.9), wobei dessen positiver Einfluss auf die Modellgüte aufgrund der geringen Signalkorrelation (vgl. Tabelle 8.1) gering ist.

Tabelle 8.5.: Identifizierte Parameter des gekoppelten Modells bei unterschiedlichen Kopplungswinkeln

Kopplungswinkel α	$k_{ }(u_K)$	k_1	$k_2(u_K)$	$d_1(u_K)$	$d_2(u_K)$
25°	64.14	31.05	15.86	1.73	0.09
35°	65.31	-58.91	-8.31	-0.63	0.61
45°	71.10	-29.57	-0.066	-0.05	0.05
55°	78.30	-16.75	-0.21	0.09	-0.09
65°	78.97	-7.30	-0.19	0.07	-0.07

Abbildung 8.11 zeigt repräsentativ die Ergebnisse des gekoppelten Modells der Sagittalebene für den Kopplungswinkel $\alpha = 25^\circ$ (links) und 65° (rechts). Dabei wird zwischen den Ergebnissen des Modells mit den reidentifizierten Parametern (rot, bzw. blau) und des Robustheitstests (grün) unterschieden.

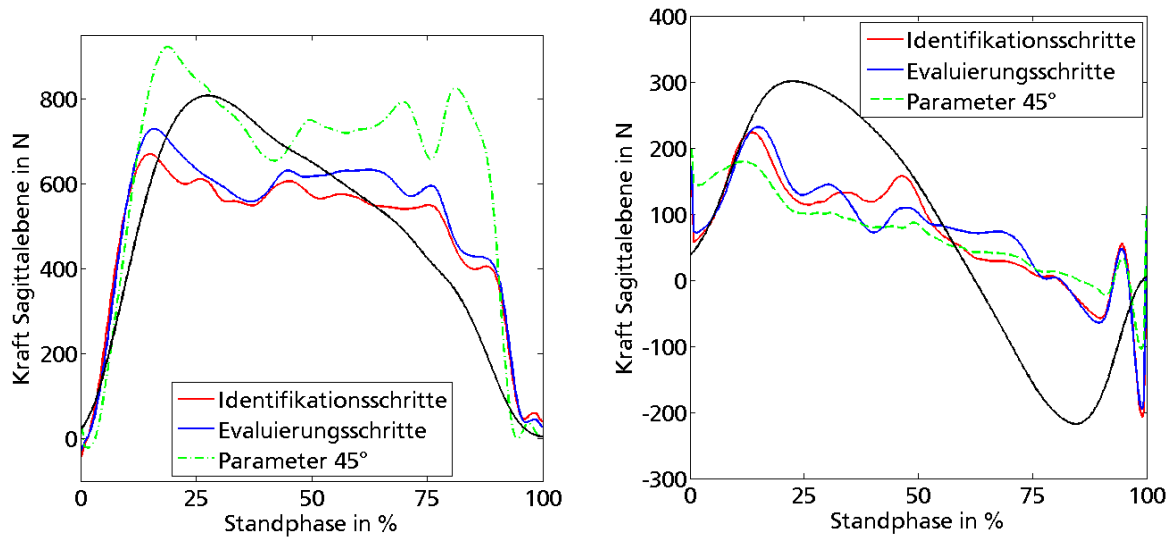


Abbildung 8.11.: Mittelwerte der Ergebnisse der gekoppelten Modelle mit reidentifizierten Parametern für unterschiedliche Kopplungswinkel; $\alpha = 25^\circ$ (links) und $\alpha = 65^\circ$ (rechts).

Dabei wird deutlich, dass eine Reidentifikation der Parameter für den Kopplungswinkel $\alpha = 25^\circ$ zur Verbesserung des Modells beiträgt. Hingegen sind die Modellergebnisse mit dem Kopplungswinkel $\alpha = 65^\circ$ unabhängig von der Reidentifikation der Parameter deutlich schlechter. Grund dafür ist, dass sich mit der Variation des Kopplungswinkels die Korrelation der beschreibenden Prozesssignale ändert. Abbildung 8.12 zeigt die Abhängigkeit der verschiedenen Prozesssignalkorrelationen vom Kopplungswinkel.

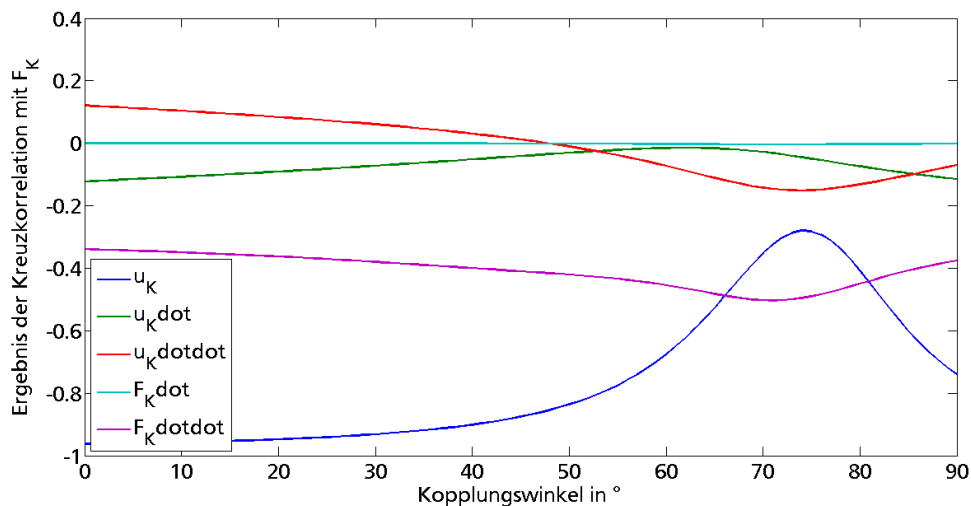


Abbildung 8.12.: Änderung der Signalkorrelationen in Abhängigkeit des Kopplungswinkels

Das Prozesssignal mit dem größten Einfluss auf die Modellschätzung von \hat{F}_K ist die Relativbewegung u_K . Sowohl die Identifikation der Vorfaktoren ($k_{||}$) als auch die Abhängigkeit der Parameter von u_K ⁵ verdeutlichen dies. Durch die großen Schwankungen in der Signalkorrelation zwischen F_K und u_K ist das gekoppelte Modell der Sagittalebene gegenüber der Variation des Kopplungswinkels α empfindlich.




9 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein biomechanisches Modell zur Abbildung der Stumpfschaft-Schnittstelle von Beinprothesen entwickelt. Um das Verhalten dieser Mensch-Maschine-Kopplung beschreiben zu können werden insgesamt drei Teilmodelle benötigt. Ein Modell des Prothesenschafts, eines des Beinstumpfes und ein Interaktionsmodell. Durch eine umfangreiche Literaturrecherche ist der Stand der Technik im Bereich der Modellierung der Schnittstelle aufgearbeitet worden. Dabei konnte gezeigt werden, dass sich die Forschung im Besonderen auf die Methode der finiten Elemente konzentriert. Unter anderem stellt dabei die Implementierung der Kontaktbedingung zwischen Stumpf und Schaft eine Herausforderung dar. Über solche Interaktionsmodelle, die zur vollständigen Abbildung der Schnittstelle benötigt werden, sind bis dato keine Veröffentlichungen bekannt. Das Vorhaben dieser Arbeit, *die Konzeptentwicklung und Parameteridentifikation eines biomechanischen Modells der Stumpfschaft-Schnittstelle*, verfolgt daher einen neuen Ansatz. In Anlehnung an biomechanische Modelle des menschlichen Gangs sollte ein Modell zur Abbildung des Interaktionsverhaltens der Schnittstelle entwickelt werden.

Dabei wurde ein experimenteller Modellierungsansatz gewählt. Dazu sind die Systemgrenzen des Modells definiert und messbare Prozessgrößen identifiziert worden. Als beschreibende Signale sind dabei die Belastungen der Schnittstelle sowie die daraus resultierenden Relativbewegungen zwischen Bein-stumpf und Prothesenschaft festgelegt worden. Gängige Methoden der Ganganalyse lassen sich nicht direkt auf die Erfassung der Prozesssignale übertragen. Zur Messung der Belastungen am Schaft wurde ein Messadapter verwendet, der sich in den Prothesenaufbau integrieren lässt und somit die Anwendung der inversen Dynamik überflüssig macht. Zur Erfassung der Relativbewegung ist ein Messkonzept, welchem markerbasiertes Tracking zugrundeliegt, entwickelt worden. Ein dafür notwendiger Testschaft ist in Zusammenarbeit mit Martin Brehm, einem im SANITÄTSHAUS KLEIN angestellten Orthopädietechniker, realisiert worden. Mit Hilfe des Sanitätshauses konnte ein geeigneter Proband akquiriert werden, sodass am LAUFLABOR der Technischen Universität Darmstadt die experimentelle Messung von Referenzdaten erfolgen konnte.

Anhand der Messdaten wurde experimentell das Übertragungsverhalten der Schnittstelle bestimmt, welches es über ein rheologisches Modell abzubilden galt. Durch die Analyse der bestehenden Korrelationen der Prozesssignale sind geeignete Modellstrukturen entwickelt worden, deren Parameter über die Methode der kleinsten Fehlerquadratrate identifiziert wurden. Auf diese Weise sind insgesamt drei Modelle ausgearbeitet worden. Bei der zugrundeliegenden Modelltopologie handelt es sich jeweils um ein erweitertes BURGERS-Modell, wobei sich die entwickelten Fünf-Parameter-Modelle hinsichtlich der Nichtlinearitäten der Einzelementkennlinien unterscheiden.

Bei den entwickelten Modellen handelt es sich um zwei eindimensionale Modelle zur Abbildung der translatorischen Freiheitsgrade der Sagittalebene sowie einem gekoppelten Modell zur zweidimensionalen Abbildung des Schnittstellenverhaltens in dieser Ebene. Die Güte der Modelle hängt dabei von den bestehenden Korrelationen der Prozesssignale ab. Im Rahmen dieser Arbeit wurden abschließend die verschiedenen Modelle im Hinblick auf ihre Robustheit gegenüber ausgewählten Einflussfaktoren bewertet und Verbesserungspotentiale aufgezeigt.



Durch die Neuheit der angewendeten Methodik handelt es sich bei dieser Masterarbeit um ein *Versuchsprojekt*. Ausblickend werden daher im nächsten Kapitel Möglichkeiten zur Verbesserung der entwickelten Modelle und den Fortschritt des Projekts diskutiert.

10 Fazit und Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sind drei Modelle zur Beschreibung des Übertragungsverhaltens der Stumpf-Schaft-Schnittstelle entwickelt worden. Zwei eindimensionale Modelle der translatorischen Freiheitsgrade in der Sagittalebene¹ und ein zweidimensionales Modell, welches in Abhängigkeit des Kopplungswinkels das translatorische Übertragungsverhalten der Schnittstelle in der Sagittalebene abbildet². Zur Beschreibung der Interaktion der Stumpf-Schaft-Schnittstelle in der angesprochenen Ebene fehlt ein Modell des rotatorischen Freiheitsgrads um die ml-Achse. Anhand der erfassten Referenzdaten konnte keine Relativrotation zwischen Stumpf und Schaft ermittelt werden. Der gewählte Messaufbau hat sich dafür als ungeeignet erwiesen³.

Hinsichtlich der Erhebung der Referenzdaten werden an dieser Stelle die Erkenntnisse bezüglich der Messtechnik resümiert. Als Prozessgrößen sind sowohl die Belastung der Schnittstelle als auch die Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft definiert worden. Durch die Wahl der Messverfahren sind die Betriebsgrenzen des Modells eingeschränkt. Aufgrund des Messprinzips und der Messstelle liefert der Belastungsmessadapter nur im Bereich der Standphase verwendbare Ergebnisse. Zur Charakterisierung der Schnittstelle in der Schwungphase ist eine Erfassung der Belastung im Schaft (bspw. durch Drucksensoren) notwendig⁴. Bei der Verwendung von markerbasiertem Tracking zur Erfassung der Relativbewegung zwischen Stumpf und Schaft handelt es sich um ein *Versuchsprojekt*. Problematisch bei der Anwendung dieser Technik ist der Eingriff in die Schnittstelle durch die Notwendigkeit von Aussparungen im Testschaft. In Kombination mit den mechanischen Eigenschaften des Weichgewebes entstehen Möglichkeiten der Stumpfverformung, die im geschlossenen Schaft nicht möglich sind. Im Rahmen dieser Abschlussarbeit war die Entwicklung einer anderen Messtechnik nicht möglich. Gegebenenfalls kann durch die Entwicklung einer alternativen Messmethode die Qualität der Ergebnisse der Relativbewegung erhöht werden.

Nichtsdestotrotz sind mittels der erhobenen Referenzdaten Weiterentwicklungen in Bezug auf die Schnittstellenmodellierung sinnvoll. Im Folgenden werden mögliche Themen für weiterführende Arbeiten vorgestellt. Die Projektion der dreidimensionalen Schaft- und Stumpfmarker in die zweidimensionale Ebene führt auf einen systematischen Fehler, dessen Einfluss im Rahmen dieser Arbeit diskutiert wurde⁵. Weiterführend sollte die Messdatenauswertung auf den dreidimensionalen Raum erweitert werden. In Bezug auf die Modellierung der Schnittstelle ergeben sich verschiedene Ansatzmöglichkeiten die Erkenntnisse dieser Arbeit zu nutzen. Der Einfluss des mechanischen Verhaltens des Beinstumpfweichgewebes⁶ ist unterschätzt worden. Die messtechnische Isolierung der Schnittstelle zur Identifikation eines Interaktionsmodells basierend auf Topologien der Rheologie ist schwierig. Eine Möglichkeit der Verbesserung der Güte der entwickelten Modelle auf Basis der Referenzdaten liegt in der Erweiterung dieser um standphasenabhängige Parameter. Die Rechtfertigung dieser Abhängigkeit liegt in der unterschiedlichen Aktivität der Stumpfmuskulatur über den Verlauf der Standphase und der damit verbundenen Änderung des mechanischen Verhaltens des Stumpfes. Eine weitere Möglichkeit der Berücksichtigung des Weichgewebeverhaltens besteht in der Erweiterung des Interaktionsmodells um ein Modell des Stumpfes.

¹ Vgl. Abschnitt 7.2.

² Vgl. Abschnitt 7.3.

³ Vgl. Abschnitt 6.6.3.

⁴ Vgl. Abschnitt 6.1.

⁵ Vgl. Abschnitt 6.4.2.

⁶ Besonders in Bezug auf die Relativbewegung in ap-Richtung.

Literaturverzeichnis

- [1] *Wesentliche Merkmale des menschlichen Körpers für die technische Gestaltung- Teil 1: Körpermaßdefinitionen und -messpunkte.* Norm, 06 2010. – DIN EN ISO 7250-1:2010-06
- [2] ABU OSMAN, N. A. ; SPENCE, W. D. ; SOLOMONIDIS, S. E. ; PAUL, J. P. ; WEIR, A. M.: Transducers for the determination of the pressure and shear stress distribution at the stump-socket interface of trans-tibial amputees. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part B-Journal of Engineering Manufacture* 224 (2010), Nr. 8, S. 1239–1250
- [3] ANGERMANN, Anne ; BEUSCHEL, Michael ; RAU, Martin ; WOHLFARTH, Ulrich ; MÖNCH, Katrin (Hrsg.): *Matlab - Simulink - Stateflow: Grundlagen, Toolboxen, Beispiele.* Oldenbourg Wissenschaftsverlag GmbH, 2005
- [4] APPOLDT, F. ; BENNETT, L. ; CONTINI, R.: The results of slip measurements in above-knee suction sockets. In: *Bulletin of Prosthetics Research* Fall (1968), S. 106 – 112
- [5] APPOLDT, FA. ; BENNETT, L. ; CONTINI, R.: Tangential pressure measurements in above-knee suction sockets. In: *Bulletin of Prosthetics Research* 10 (1970), S. 70 – 86
- [6] BELITZ, Gunther: Auf dem Weg zum intelligenten Schaft? In: *Handicap* 4 (2010), S. 140–145
- [7] BLICKHAN, Reinhard ; SEYFARTH, Andre ; GEYER, Hartmut ; GRIMMER, Sten ; WAGNER, Heiko ; GÜNTHER, Michael: Intelligence by Mechanics. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 365 (2007), Januar, Nr. 1850, S. 199 – 220. – ISSN 1364–503X, 1471–2962
- [8] BROXTERMANN, Sanitätshaus: *Modulare Beinprothesen.* <http://www.sanitaetshaus-broxtermann.de/upload/170203-prothesen-c-leg-prothese.jpg>, Abruf: 19.02.2014
- [9] CHESELDEN, Willieam: *Osteographia, The anatomy of the bones.* http://www.nlm.nih.gov/exhibition/historicalanatomies/Images/1200_pixels/cheselden_t30.jpg, Abruf: 19.02.2014
- [10] COLOMBO, Giorgio ; FILIPPI, Stefano ; RIZZI, Caterina ; ROTINI, Federico: A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses. In: *Soft Products Development* 61 (2010), August, Nr. 6, S. 513–523. – ISSN 0166–3615
- [11] COMMEAN, Paul K. ; SMITH, Kirk E. ; VANNIER, Michael W.: Lower extremity residual limb slippage within the prosthesis. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 78 (1997), Mai, Nr. 5, S. 476–485. – ISSN 0003–9993
- [12] CONVERY, P. ; MURRAY, K. D.: Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during gait. In: *Prosthetics and Orthotics International* 24 (2000), Dezember, Nr. 3, S. 226–232
- [13] CUGINI, U. ; BERTETTI, M. ; D., Bonacini ; C., Corradini ; G., Magrassi: Innovative Implementation in Socket Design: Digital Models to Customize the Product. In: *ArtAbilitation 2006*, 2006, S. 54–61
- [14] CUNNINGHAM, DM: Components of floor reactions during walking / Berkeley University of California. 1958. – Prosthetic Research Project 14

-
- [15] DUMBLETON, Tim ; BUIS, Arjan W. ; McFADYEN, Angus ; McHUGH, Brendan F. ; McKAY, G. ; MURRAY, K. D. ; SEXTON, S.: Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts. In: *Journal of Rehabilitation Research & Development* 46 (2009), S. 405 – 416
- [16] FERGASON, John ; SMITH, Douglas G.: Socket Considerations for the Patient With a Transtibial Amputation. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 361 (1999), S. 76 – 84
- [17] FLOR, Maximilian: *Stand der Technik im Bereich der Schafftechnik von Beinprothesen*. 2013. – Forschungsseminar TU Darmstadt
- [18] GIESEKUS, Hanswalter: *Phänomenologische Rheologie: eine Einführung*. Berlin; New York : Springer-Verlag, 1994. – ISBN 3540575138 9783540575139 0387575138 9780387575131
- [19] GOH, J.C.H ; LEE, P.V.S ; CHONG, S.Y: Stump/socket pressure profiles of the pressure cast prosthetic socket. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 18 (2003), März, Nr. 3, S. 237–243. – ISSN 0268–0033
- [20] GOH, J.C.H ; LEE, P.V.S ; CHONG, S.Y: Comparative study between patellar-tendon-bearing and pressure cast prosthetic sockets. In: *Journal of Rehabilitation Research & Development* 41 (2004), S. 491–502
- [21] GOH, J.C.H. ; LEE, P.V.S. ; TOH, S.L. ; Ooi, C.K.: Development of an integrated CAD-FEA process for below-knee prosthetic sockets. In: *Clinical Biomechanics* 20 (2005), Juli, Nr. 6, S. 623–629. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.02.005>. – DOI 10.1016/j.clinbiomech.2005.02.005. – ISSN 0268–0033
- [22] GOTTINGER, F.: *Biomechanisch konzipierte, Programmoptimierte Schafftechnologie für die Orthopädie-Technik (BPS)*. <http://www.gottinger.de/index.php?id=34&L=madxvwqq>, Abruf: 27.02.2014
- [23] GÖTZ-NEUMANN, Kirsten: *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Thieme, 2006. – ISBN 9783131323736 3131323736
- [24] GROSS, Dietmar ; HAUGER, Werner ; SCHRÖDER, Jörg ; WALL, Wolfgang: *Technische Mechanik 1 - Statik*. Springer Berlin / Heidelberg, 2011
- [25] GRUBER, K. ; RUDER, H. ; DENOTH, J. ; SCHNEIDER, K.: A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. In: *Journal of Biomechanics* 31 (1998), Mai, Nr. 5, S. 439–444. – ISSN 0021–9290
- [26] ISERMANN, Rolf: *Mechatronische Systeme, Grundlagen*. Springer Berlin / Heidelberg, 2008
- [27] ISERMANN, Rolf ; MÜNCHHOF, Marco: *Identification of Dynamic Systems*. Berlin : Springer-Verlag Berlin and Heidelberg GmbH & Co. KG, 2011. – ISBN 9783540788782 3540788786
- [28] KAPANDJI, Ibrahim A.: *Funktionelle Anatomie der Gelenke : schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. Thieme, 2006
- [29] KELLER, Ts ; WEISBERGER, Am ; RAY, Jl ; HASAN, Ss ; SHIAVI, Rg ; SPENGLER, Dm: Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. In: *Clinical Biomechanics* 11 (1996), Juli, Nr. 5, 253–259. [http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00068-2](http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033(95)00068-2). – DOI 10.1016/0268–0033(95)00068–2. – ISSN 02680033
- [30] LAING, Peter Sheridan; L. Sheridan; Lee ; GOH, James: Engineering a Trans-Tibial Prosthetic Socket for the Lower Limb Amputee. In: *Ann Acas Med Singapore* 40 (2011), S. 452 – 259

-
- [31] LEE, Winson . ; ZHANG, Ming ; JIA, Xiaohong ; CHEUNG, Jason .: Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket. In: *Medical Engineering & Physics* 26 (2004), Oktober, Nr. 8, S. 655–662. – ISSN 1350–4533
- [32] LILJA, M ; JOHANSSON, T ; ÖBERG, T: Movement of the tibial end in a PTB prosthesis socket: a sagittal X-ray study of the PTB prosthesis. In: *Prosthetics and Orthotics International* 17 (1993), S. 21 – 26
- [33] LIPPERT, Susanne: *Kinematic and Dynamic similarities between walking and running*, Friedrich-Schniller-Universität Jena, Diss., 2010
- [34] MAK, Arthur . ; ZHANG, Ming ; BOONE, David A.: State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: A review. In: *Journal of Rehabilitation Research & Development* 38 (2001), April, Nr. 2, S. 161–173. – ISSN 07487711
- [35] MANCHESTER, Ian R.: *System Identification Tutorial*. Dynamic Walking 2010 - Principles and Concepts of Legged Locomotion. <http://dynamicwalking.org/dw2010/node/6/#SysIDTutorial>. Version: Juli 2010, Abruf: 15.05.2014
- [36] MARKERT, Prof. Dr.-Ing. R.: *Schwingungsmesstechnik*. 2005. – Vorlesungsskript
- [37] MATHWORKS: *Global Optimization Toolbox*. <http://www.mathworks.de/de/products/global-optimization/description3.html>
- [38] MAYKRANZ, Daniel: *LM 1 Biomechanische Laufmodelle*. <http://wiki.ifs-tud.de/biomechanik/modellierung/lm1>. Version: 2013. – Vorlesungsunterlagen
- [39] MEDICAL GMBH zebris: *Das neue FDM-System von zebris*. <http://www.prophysics.ch/assets/Uploads/FDM-SystemD72dpi2.pdf>. Version: 11 2008
- [40] MERZIGER, Gerhard: *Formeln + Hilfen zur höheren Mathematik*. Springer : Binomi-Verlag, 2007. – ISBN 392392335X 9783923923359
- [41] MILDE, L.: Entwicklung der Otto Bock Modular-Beinprothesen. Version: Januar 2001. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-57623-2_10. In: RAUSCHMANN, MichaelA. (Hrsg.) ; THOMANN, Klaus-Dieter (Hrsg.) ; ZICHNER, Ludwig (Hrsg.): *Geschichte konservativer Verfahren an den Bewegungsorganen* Bd. 3. Steinkopff, Januar 2001. – ISBN 978–3–7985–1267–2, 111–117
- [42] NIETERT, M: Bestimmung der anatomischen Kniegelenkachse im Hinblick auf die Versorgung Vershrter mit Unterschenkelprothesen und Stützapparaten. In: *Orthopädie Technik* 10 (1976), S. 198 – 201
- [43] NORDMANN, Rainer: *Mechatronische Systeme im Maschinenbau*. Shaker Verlag, 2001
- [44] OSSUR: *LP Vari-Flex® mit EVO™*. <http://assets.ossur.com/library/19186/LP%20VARI%20-FLEX%C2%AE%20WITH%20EVO%E2%84%A2.pdf>. Version: 2014, Abruf: 25.03.2014. – Datenblatt
- [45] OTTOBOCK: *Ottobock - Das Mobis System*. http://www.ottobock.de/cps/rde/xchg/ob_de_de/hs.xsl/603.html, Abruf: 19.02.2014
- [46] OTTOBOCK: *Individualität mit System*. <http://www.prothesenschaft.de/fileadmin/winningCombinations/Documents/646A271-D-02-1204w.pdf>, 2004
- [47] PERRY, Jacquelin: *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ : SLACK, 2010. – ISBN 9781556427664
- [48] RINGWALD, Johannes: *Erstellung eeine Simulationsmodells des menschlichen Gangs mit und ohne Prothese*. 2011. – Bachelorarbeit TU Darmstadt

-
- [49] ROTARIU, M. ; TURNEA, M. ; AROTARITEI, D. ; ILEA, M.: Graphical interface that interprets the moments collected from the contact between the stump and socket. In: *The 8th International Symposium on advanced topics in electrical engineering*, 2013, S. 1–4
- [50] SANDERS, J.E.: Interface mechanics in external prosthetics: review of interface stress measurement techniques. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 33 (1995), Juli, Nr. 4, S. 509–516. – ISSN 0140–0118
- [51] SANDERS, J.E. ; GREVE, J.M. ; MITCHELL, S.B. ; ZACHARIAH, S.G.: Material properties of commonly-used Interface materials and their static coefficient of friction with skin and socks. In: *Journal of Rehabilitation Research & Development* 2 (1998), S. 161 – 176
- [52] SASSE, Fabian: *Lösungsmöglichkeiten für mechanische und informationstechnische Schnittstellenprobleme in Beinprothesen*. 2010. – Forschungsseminar TU Darmstadt
- [53] SCHREINER, R.E. ; SANDERS, J.E.: A silhouetting shape sensor for the residual limb of a below-knee amputee. In: *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 3 (1995), September, Nr. 3, S. 242–253. – ISSN 1063–6528
- [54] SCHRÖDER, Dierk: *Intelligente Verfahren - Identifikation und Regelung nichtlinearer Systeme*. Springer Berlin / Heidelberg, 2010
- [55] SCHUY, J. ; BURKL, A. ; RINDERKNECHT, S.: Mobiles Messsystem zur Ganganalyse von Beinprothesenträgern basierend auf dem NI myRIO. In: *Virtuelle Instrumente in der Praxis 2014 – Begleitband zum VIP-Kongress 2014*, VDE Verlag, 2014. – (accepted)
- [56] SHUXIAN, Zheng ; WANHUA, Zhao ; BINGHENG, Lu: 3D reconstruction of the structure of a residual limb for customising the design of a prosthetic socket. In: *Medical engineering & physics* 27 (2005), Nr. 1, S. 67–74
- [57] SIVAMANI, Raja K. ; GOODMAN, Jack ; GITIS, Norm V. ; MAIBACH, Howard I.: Coefficient of friction: tribological studies in man – an overview. In: *Skin Research and Technology* 9 (2003), Nr. 3, S. 227–234. – ISSN 1600–0846
- [58] STERNEL, Dörte ; MEYEN, Sebastian: *Die Methode der finiten Elemente in der Strukturmechanik*. Vorlesungsskriptum, Oktober 2012. – Vorlesungsunterlagen
- [59] STRYK, Prof. Dr. O.: *Grundlagen der Modellierung und Simulation*. 2011. – Vorlesungsfolien
- [60] TEKSCAN™ : *F-Socket™ Systems*. <http://www.tekscan.com/medical/system-fscan1.html>, Abruf: 04.03.2014
- [61] TRETTER, Steven A.: *Communication System Design Using DSP Algorithms: With Laboratory Experiments for the TMS320C6713™ DSK*. Springer, 2008
- [62] WHITTLE, Michael: Clinical gait analysis: A review. In: *Human Movement Science* 15 (1996), Juni, Nr. 3, S. 369–387. – ISSN 0167–9457
- [63] WHITTLE, Michael: *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh; New York : Butterworth-Heinemann, 2007. – ISBN 9780750688833 0750688831
- [64] WINKEL, Detlef: *Die Konstruktion des Menschen nach den Kriterien der idealen Proportionen*. Grundlagen der Mediengestaltung. <http://www.minf2807.de/grundlagen-mediengestaltung/pages/641.html>, Abruf: 21.03.2014
- [65] WINTER, David: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, Inc., 2009

-
- [66] WOJTUSCH, J. ; BECKERLE, P. ; CHRIST, O. ; WOLFF, K. ; VON STRYK, O. ; RINDERKNECHT, S. ; VOGT, J.: Prosthesis-User-in-the-Loop: A user-specific biomechanical modeling and simulation environment. In: *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2012. – ISSN 1557–170X, S. 4181–4184
- [67] ZACHARIAH, S.G. ; SANDERS, J.E.: Interface mechanics in lower-limb external prosthetics: a review of finite element models. In: *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 4 (1996), Dezember, Nr. 4, S. 288–302. – ISSN 1063–6528
- [68] ZHANG, M. ; MAK, A. F. T.: In vivo friction properties of human skin. In: *Prosthetics and Orthotics International* 23 (1999), Nr. 2, S. 135–141
- [69] ZHANG, M. ; TURNER-SMITH, A.R. ; ROBERTS, V.C. ; TANNER, A.: Frictional action at lower limb/prosthetic socket interface. In: *Medical Engineering & Physics* 18 (1996), April, Nr. 3, S. 207–214. – ISSN 1350–4533
- [70] ZHANG, M. ; TURNER-SMITH, A.R. ; TANNER, A. ; ROBERTS, V.C.: Clinical investigation of the pressure and shear stress on the trans-tibial stump with a prosthesis. In: *Medical Engineering & Physics* 20 (1998), April, Nr. 3, S. 188–198. – ISSN 1350–4533
- [71] ZHENG, Yong-Ping ; MAK, Arthur . ; LEUNG, Aaron .: State-of-the-art methods for geometric and biomechanical assessments of residual limbs: a review. In: *Journal of Rehabilitation Research & Development* 38 (2001), Nr. 5, S. 487 – 504



A Anhang

A.1 Erhebung von Referenzdaten

A.1.1 Berechnungen zur Mindestabmessung der Langlöcher im Testschaft

Die selbstreflektierenden Marker haben einen Durchmesser von $d = 12 \text{ mm}$.

Aussparung des Kniemarkers

Berücksichtigung des Bewegungsspielraums der Kniedrehpunktachse im Gangzyklus und Möglichkeit der Relativbewegung des Beins im Schaft.

$$D = d + 20 \text{ mm} = 32 \text{ mm} \quad (\text{A.1})$$

Langlöcher zur Detektion der Relativbewegung

Mindestabstand der Marker zueinander a : Markerdurchmesser und zur Zuordnung notwendiger Abstand

$$a = d + 20 \text{ mm} = 32 \text{ mm} \quad (\text{A.2})$$

Breite der Langlöcher b : Markerdurchmesser und Relativbewegung im Schaft senkrecht zur Beinachse. Frontales Langloch zur Detektion der Relativbewegung in ml-Richtung. Laterales Langloch zur Detektion der Relativbewegung in ap-Richtung.

$$b = d + 20 \text{ mm} = 32 \text{ mm} \quad (\text{A.3})$$

Höhe der Langlöcher c : Abstand der Marker, Markerdurchmesser und Relativbewegung Stumpf zu Schaft in pd-Richtung

$$c = d + 20 \text{ mm} + 30 \text{ mm} + d = 2d + 50 \text{ mm} = 74 \text{ mm} \quad (\text{A.4})$$

A.1.2 Erläuterungen zur Ermittlung der GRF am Laufband der TU Darmstadt

Wie in Abschnitt 2.2.2 beschrieben erfassen Kraftmessplatten sowohl den Betrag der Kraft, als auch den zugehörigen COP. Das Laufband der TU Darmstadt ist mit insgesamt drei Kraftmessplatten ausgestattet. Eine Anordnung dieser, relativ zur Laufrichtung, zeigt Abbildung A.1 (rechts). Ebenfalls dargestellt sind über den Gangzyklus auftretende horizontale und vertikale Bodenreaktionskräfte, wobei der Bereich der Doppelstandphase rot umrandet ist (links).

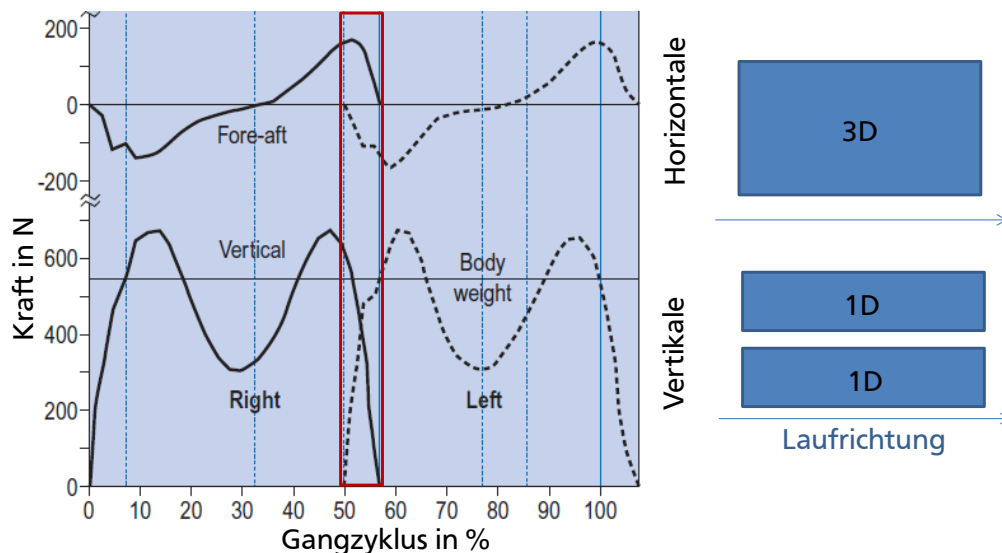


Abbildung A.1.: Horizontale und vertikale GRF über Gangzyklus [63], sowie Anordnung der Kraftmessplatten

Im Bereich der Doppelstandphase ist für die dreidimensionale Kraftmessplatte eine eindeutige Zuordnung der GRF zum entsprechenden Bein nicht möglich. Die vertikalen Anteile werden durch die beiden eindimensionalen Platten getrennt voneinander erfasst. Für die Erfassung der horizontalen Kräfte ist zudem schwierig, dass sich, wegen der einerseits bremsenden (negativen) und andererseits beschleunigenden (positiven) Kräfte der registrierte Betrag reduziert. Aus diesem Grund ist die Erfassung der GRF senkrecht zu den vertikalen Kräften fehlerbehaftet. Durch die Verrechnung mit Referenzmessungen wird dieser reduziert. Für die Modellentwicklung und Parameteridentifikation werden die dreidimensionalen Kräfte am distalen Schaftende durch einen separaten Messadapter erfasst. Aus diesem Grund spielt der Fehler in der Erfassung der GRF für diese Ausarbeitung lediglich eine untergeordnete Rolle.

A.2 Auswertung der Referenzdaten und Rückschlüsse für die Modellierung

Ermittlung Körpergewicht

Zur Vergleichbarkeit von Ganganalysedaten ist es allgemein üblich die erhobenen Belastungsdaten auf das Körpergewicht des Probanden zu normieren. In diesem Abschnitt wird die Ermittlung des Probandengewichts erläutert.

Zur Ermittlung des Körpergewichts werden die vertikalen Bodenreaktionskräfte aus dem Zeitbereich der statischen Wartephase verwendet (vgl. Abschnitt 6.3.5). Abbildung A.2 zeigt die aufgezeichneten vertikalen GRF des linken (blau) und rechten (rot) Beins aufgetragen über den Messpunkte der statischen Wartephase. Durch die Addition der beiden Vektoren wird das Körpergewicht, das aufgrund von Messunsicherheiten Schwankungen unterliegt, erhalten (schwarz). Mit Hilfe der Mittlung über den Zeitbereich der statischen Wartephase lassen sich diese Fehler reduzieren.

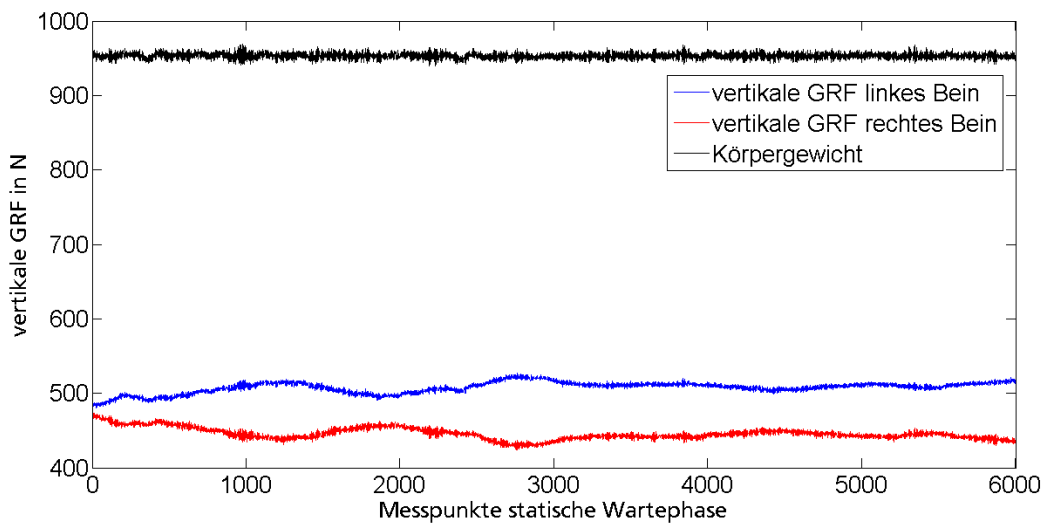


Abbildung A.2.: Auswertung der statischen Wartephase zur Ermittlung des Körpergewichts des Probanden

Nach Gleichung (A.5) wird das Probandengewicht von 953,34 N ermittelt. n steht dabei für die Messpunkte, über die das arithmetische Mittel gebildet wird. Zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen Ganganalysedaten werden die erfassten Belastungsdaten des Messadapters auf diesen Wert normiert.

$$\overline{PG} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n GRF_{i \text{ links}} + GRF_{i \text{ rechts}} \quad (\text{A.5})$$

A.3 Modellentwicklung

A.3.1 Proximo-distale Achsenrichtung

Korrelationsanalyse – Kennlinienvariation

Tabelle A.1.: Korrelation verschiedener Signalkombinationen von u_{pd} zu F_{pd}

Signalkombination	Korrelation mit F_{pd}
u_{pd}	-0.9630
$\frac{1}{u_{pd}}$	- 0.0703
u_{pd}^2	0.9631
$\frac{1}{u_{pd}^2}$	0.0010
u_{pd}^3	-0.9551
u_{pd}^4	0.9444
$\log(u_{pd}^2) + \log(u_{pd}^2(1))$	-0.8840

Modelltopologie (A)

Tabelle A.2.: Variantenvariation der Modelltopologie (A)_{pd}

ID (A) _{pd} #	k	d
1	konstant	konstant
2	$\sim u$	konstant
3	$\sim u^2$	konstant
4	konstant	$\sim u$
5	$\sim u$	$\sim u$
6	$\sim u^2$	$\sim u$
7	konstant	$\sim u^2$
8	$\sim u$	$\sim u^2$
9	$\sim u^2$	$\sim u^2$

Modelltopologie (C)

Tabelle A.3.: Variantenvariation der Modelltopologie $(C)_{pd}$

ID $(C)_{pd}$ #	k_1	k_2	d
1	konstant	$\sim u$	konstant
2	$\sim u$	konstant	konstant
3	konstant	$\sim u$	$\sim u$
4	$\sim u$	konstant	$\sim u$
5	konstant	$\sim u$	$\sim u^2$
6	$\sim u$	konstant	$\sim u^2$
7	konstant	$\sim u^2$	konstant
8	$\sim u^2$	konstant	konstant
9	konstant	$\sim u^2$	$\sim u$
10	$\sim u^2$	konstant	$\sim u$
11	konstant	$\sim u^2$	$\sim u^2$
12	$\sim u^2$	konstant	$\sim u^2$
13	$\sim u$	$\sim u^2$	konstant
14	$\sim u^2$	$\sim u$	konstant
15	$\sim u$	$\sim u^2$	$\sim u$
16	$\sim u^2$	$\sim u$	$\sim u$
17	$\sim u$	$\sim u^2$	$\sim u^2$
18	$\sim u^2$	$\sim u$	$\sim u^2$
19	konstant	konstant	konstant
20	$\sim u$	$\sim u$	konstant
21	$\sim u^2$	$\sim u^2$	konstant
22	konstant	konstant	$\sim u$
23	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$
24	$\sim u^2$	$\sim u^2$	$\sim u$
25	konstant	konstant	$\sim u^2$
26	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u^2$
27	$\sim u^2$	$\sim u^2$	$\sim u^2$

Modelltopologie (G)

Mittels des Baumdiagramms lassen sich die Zusammensetzungen der in Abbildung 7.9 bewerteten Modellvarianten der Topologie G. Die innerste Unterscheidung steht für die Variation des Parameters $k_{||}$, es folgen k_1 , k_2 und schließlich die Dämpfungselemente d_1 und d_2 .

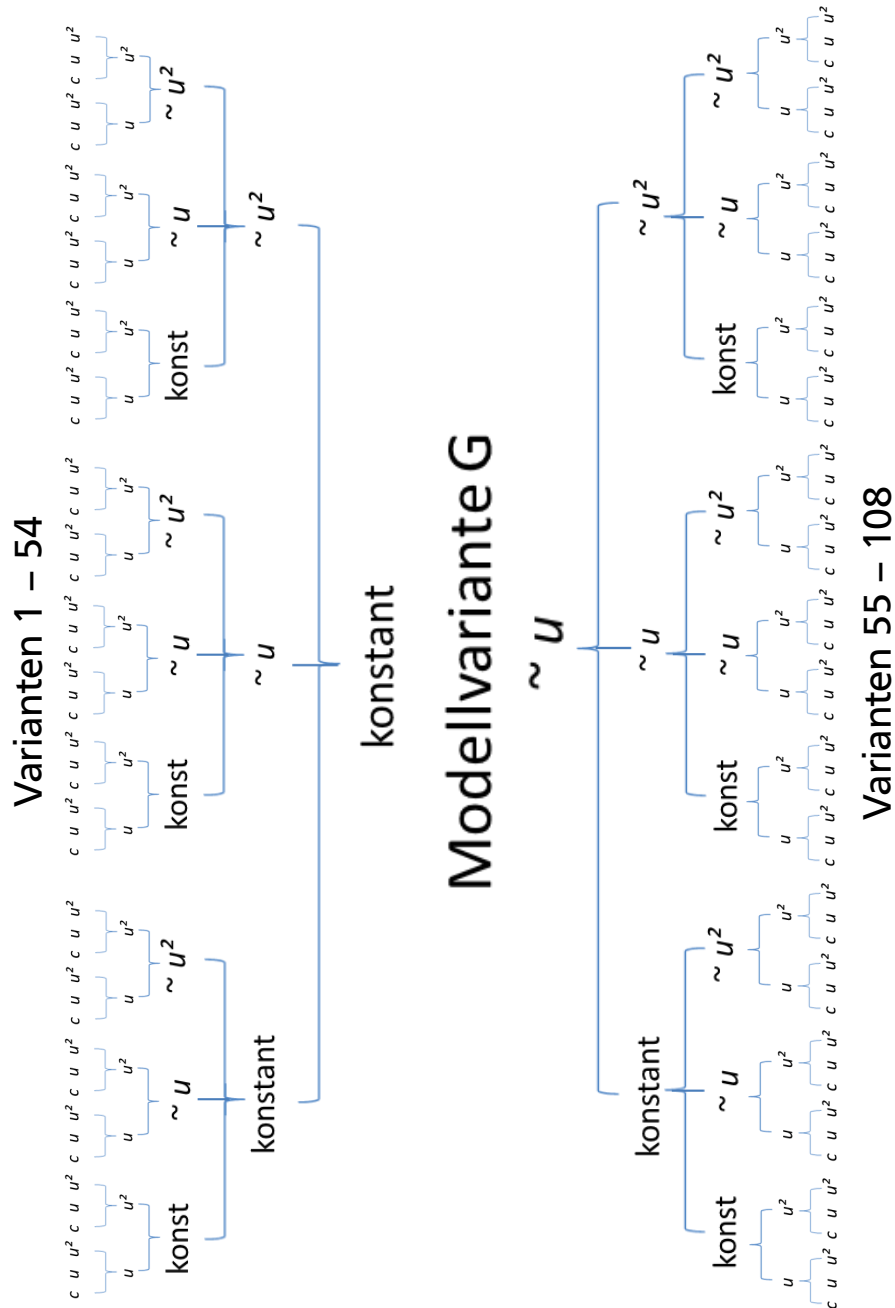


Abbildung A.3.: Zusammensetzung der 108 unterschiedlichen Modellvarianten von Topologie G

A.3.2 Anterior-posteriore Achsenrichtung

Korrelationsanalyse – Kennlinienvariation

Tabelle A.4.: Korrelation verschiedener Signalkombinationen von u_{ap} bzw. \ddot{F}_{ap} zu F_{ap}

Signalkombination	Korrelation mit F_{ap}
u_{ap}	-0.741
u_{ap}^2	-0.439
$\frac{1}{u_{ap}}$	-0.237
\ddot{F}_{ap}	-0.376
\ddot{F}_{ap}^2	-0.277
$\frac{1}{\ddot{F}_{ap}}$	-0.019

Modelltopologie (A)

Tabelle A.5.: Variantenvariation der Modelltopologie $(A)_{ap}$

ID $(A)_{ap}$ #	k	d
1	konstant	konstant
2	$\sim u$	konstant
3	konstant	$\sim u$
4	$\sim u$	$\sim u$

Modelltopologie (C)

Tabelle A.6.: Variantenvariation der Modelltopologie $(C)_{ap}$

ID $(C)_{ap}$ #	k_1	k_2	d
1	konstant	konstant	konstant
2	konstant	konstant	$\sim u$
3	konstant	$\sim u$	konstant
4	konstant	$\sim u$	$\sim u$
5	$\sim u$	konstant	konstant
6	$\sim u$	konstant	$\sim u$
7	$\sim u$	$\sim u$	konstant
8	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$

Modelltopologie (G)

Tabelle A.7.: Variantenvariation der Modelltopologie (G)_{ap}

ID (G) _{ap} #	$k_{ }$	k_1	k_2	d_1	d_2
1	konstant	konstant	konstant	konstant	konstant
2	$\sim u$	konstant	konstant	konstant	konstant
3	konstant	$\sim u$	konstant	konstant	konstant
4	$\sim u$	$\sim u$	konstant	konstant	konstant
5	konstant	konstant	$\sim u$	konstant	konstant
6	$\sim u$	konstant	$\sim u$	konstant	konstant
7	konstant	$\sim u$	$\sim u$	konstant	konstant
8	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	konstant	konstant
9	konstant	konstant	konstant	$\sim u$	konstant
10	$\sim u$	konstant	konstant	$\sim u$	konstant
11	konstant	$\sim u$	konstant	$\sim u$	konstant
12	$\sim u$	$\sim u$	konstant	$\sim u$	konstant
13	konstant	konstant	$\sim u$	$\sim u$	konstant
14	$\sim u$	konstant	$\sim u$	$\sim u$	konstant
15	konstant	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	konstant
16	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	konstant
17	konstant	konstant	konstant	konstant	$\sim u$
18	$\sim u$	konstant	konstant	konstant	$\sim u$
19	konstant	$\sim u$	konstant	konstant	$\sim u$
20	$\sim u$	$\sim u$	konstant	konstant	$\sim u$
21	konstant	konstant	$\sim u$	konstant	$\sim u$
22	$\sim u$	konstant	$\sim u$	konstant	$\sim u$
23	konstant	$\sim u$	$\sim u$	konstant	$\sim u$
24	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	konstant	$\sim u$
25	konstant	konstant	konstant	$\sim u$	$\sim u$
26	$\sim u$	konstant	konstant	$\sim u$	$\sim u$
27	konstant	$\sim u$	konstant	$\sim u$	$\sim u$
28	$\sim u$	$\sim u$	konstant	$\sim u$	$\sim u$
29	konstant	konstant	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$
30	$\sim u$	konstant	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$
31	konstant	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$
32	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$	$\sim u$

Korrelationsanalyse – Kennlinienvariation

Tabelle A.8.: Korrelation verschiedener Signalkombinationen von u_K bzw. \ddot{F}_K zu F_K

Signalkombination	Korrelation mit F_K
u_K	-0.875
u_K^2	0.901
u_K^3	-0.918
u_K^4	0.930
u_K^5	-0.939
u_K^6	0.944
u_K^7	-0.948
u_K^8	0.949
u_K^9	-0.948
\ddot{F}_K	-0.410
\ddot{F}_K^2	0.355

Modelltopologie (G)

Mittels des Baumdiagramms lassen sich die Zusammensetzungen der in Abbildung A.4 bewerteten Modellvarianten der Topologie G. Die innerste Unterscheidung steht für die Variation des Parameters $k_{||}$, es folgen k_1 , k_2 und schließlich die Dämpfungselemente d_1 und d_2 .

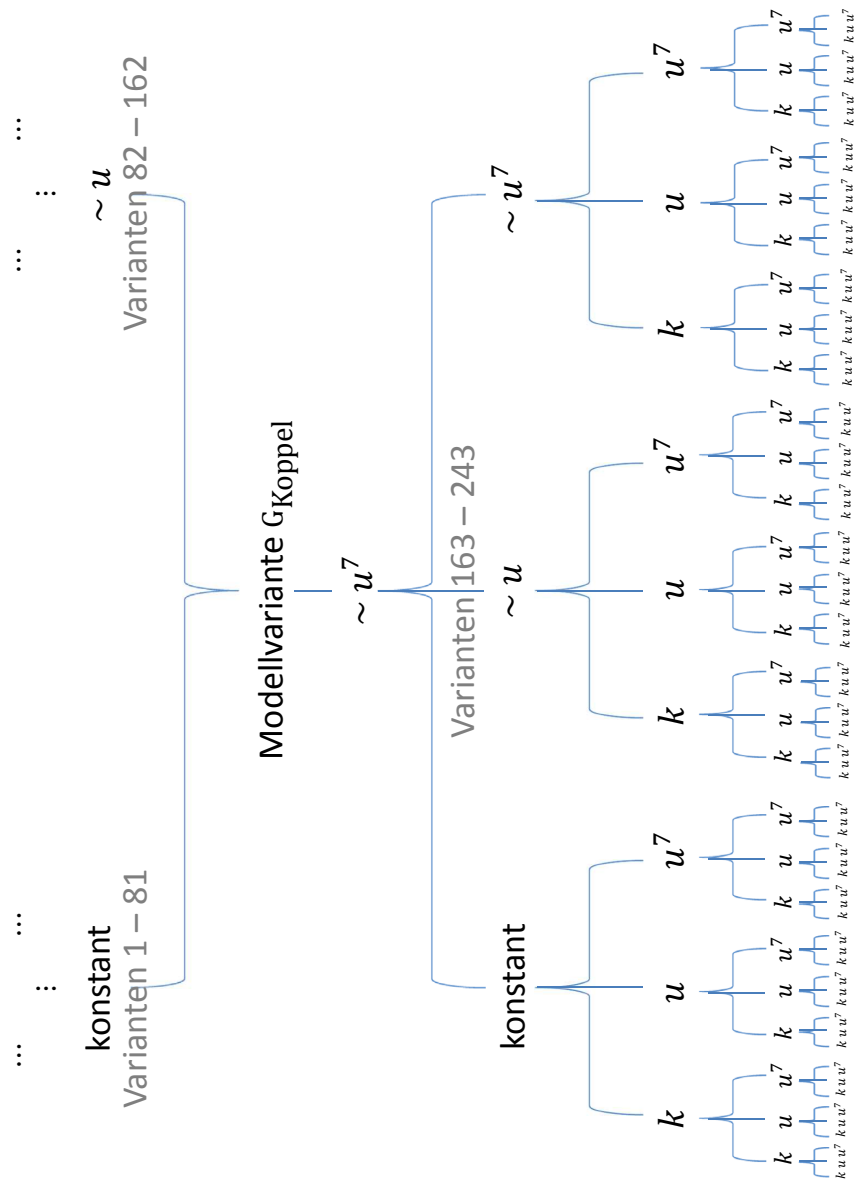


Abbildung A.4.: Zusammensetzung der 243 unterschiedlichen Modellvarianten von Topologie G

A.4 Modellevaluierung

A.4.1 Datensätze zur Identifikation und Evaluierung

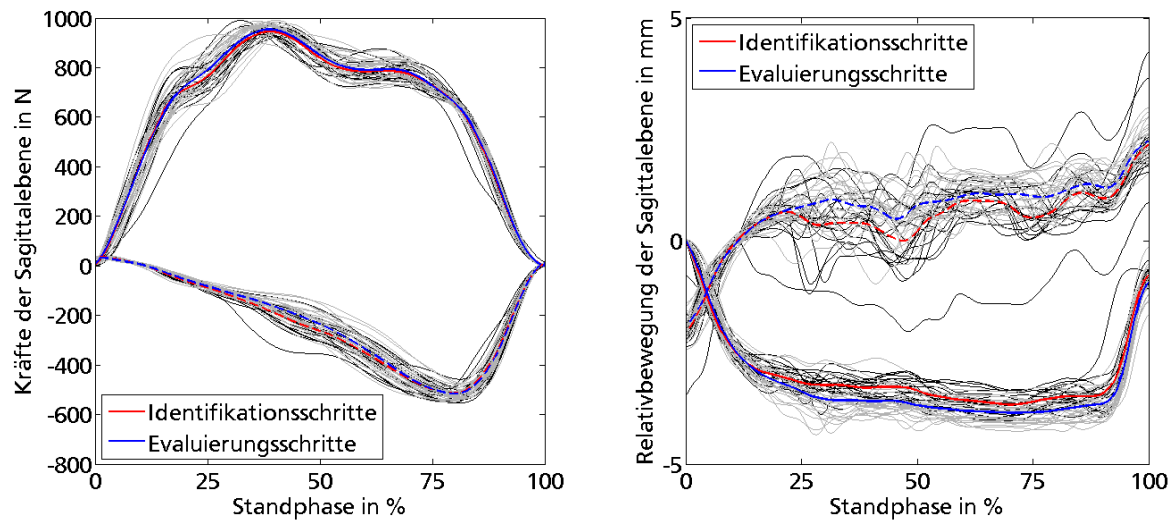


Abbildung A.5.: Vergleich der Datensätze zur Identifikation und Evaluierung, langsame Gehgeschwindigkeit

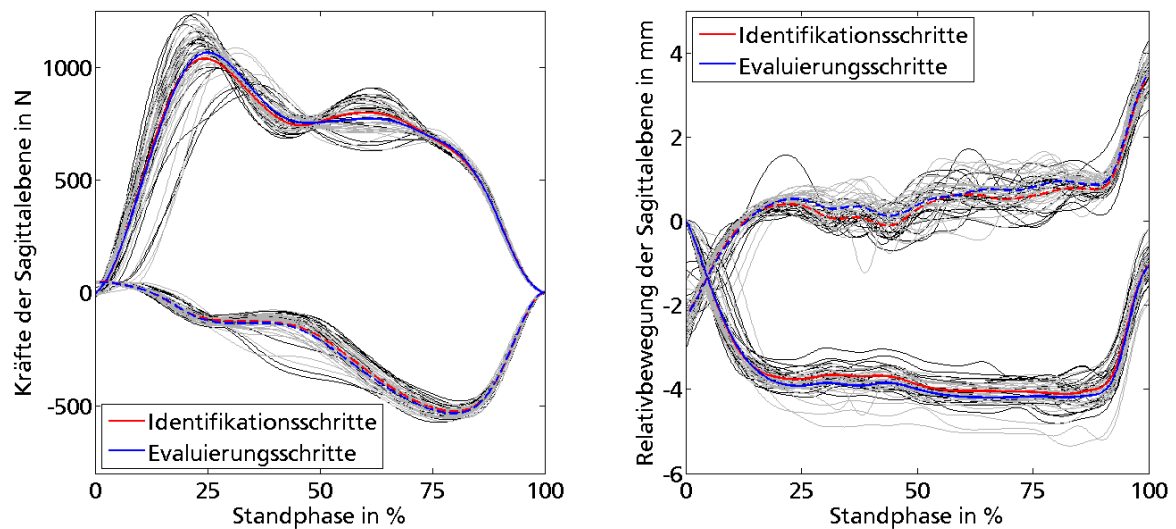


Abbildung A.6.: Vergleich der Datensätze zur Identifikation und Evaluierung, schnelle Gehgeschwindigkeit

A.4.2 Vergleich der Vorfaktoren der Differentialgleichung

Tabelle A.9.: Vorfaktoren der einzelnen Bestandteile der Differentialgleichung der Modelle

Gehgeschwindigkeit		Vorfaktoren					
		u_{pd}	$u_{pd}^2 \dot{u}_{pd}$	$u_{pd}^3 \ddot{u}_{pd}$	$u_{pd}^3 \ddot{F}_{pd}$	$u_{pd} \dot{F}_{pd}$	$u_{pd}^2 \dot{F}_{pd}$
pd	langsam	-227.05	-1.21	$4.11 \cdot 10^{-4}$	$7.38 \cdot 10^{-6}$	-0.059	-0.02
	normal	-210.86	-0.67	$6.14 \cdot 10^{-4}$	$1.17 \cdot 10^{-5}$	-0.037	-0.013
	schnell	-197.31	-0.70	$2.86 \cdot 10^{-4}$	$5.11 \cdot 10^{-6}$	-0.041	-0.01
ap		u_{ap}^2	\dot{u}_{ap}	$u_{ap} \ddot{u}_{ap}$	$u_{ap} \ddot{F}_{ap}$	\dot{F}_{ap}	$u_{ap} \dot{F}_{ap}$
	langsam	-33.25	1.67	-0.028	0.014	0.026	-0.017
	normal	-30.83	1.16	-0.021	$7.7 \cdot 10^{-4}$	0.04	-0.02
	schnell	-29.63	1.25	-0.01	$9.37 \cdot 10^{-4}$	0.006	-0.008
Koppel		u_K^2	$u_K \dot{u}_K$	$u_K \ddot{u}_K$	$u_K \ddot{F}_K$	\dot{F}_K	$u_K \dot{F}_K$
	langsam – 45°	66.19	-0.69	0.0257	-0.0024	0.0914	0.0634
	normal – 45°	71.1	-0.054	0.045	0.0015	0.0018	-0.0082
	schnell – 45°	55.26	0.20	0.041	-0.0013	-0.0361	-0.0061
	normal – 25°	64.14	1.73	0.0098	$3.16 \cdot 10^{-4}$	0.0115	0.0557
	normal – 35°	65.31	-0.63	0.046	$-7.85 \cdot 10^{-4}$	0.0024	0.011
	normal – 45°	71.1	-0.054	0.045	0.0015	0.0018	-0.0082
	normal – 55°	78.30	0.09	0.0386	-0.0023	0	-0.0054
	normal – 65°	78.97	0.07	0.0258	-0.0035	0	-0.0096

A.4.3 Korrelation der Prozesssignale in Abhängigkeit des Kopplungswinkels

Tabelle A.10.: Ergebnisse der Kreuzkorrelation zwischen F_K und der anderen Prozesssignale der Datensätze normaler Gehgeschwindigkeit mit variablen Kopplungswinkel α

Prozesssignal	Datensatz mit Kopplungswinkel α						
	0°	25°	35°	45°	55°	65°	90°
u_K	-0.96	-0.94	-0.91	-0.88	-0.77	-0.53	-0.74
\dot{u}_K	-0.122	-0.08	-0.06	-0.04	-0.02	-0.017	-0.12
\ddot{u}_K	0.12	0.07	0.046	0.01	-0.04	-0.11	0.07
\dot{F}_K	$-9.03 \cdot 10^{-6}$	$-2.15 \cdot 10^{-4}$	$-4.62 \cdot 10^{-4}$	$-9.43 \cdot 10^{-4}$	$-1.9 \cdot 10^{-3}$	$-3.3 \cdot 10^{-3}$	$-1.7 \cdot 10^{-3}$
\ddot{F}_K	-0.34	-0.37	-0.39	-0.41	-0.43	-0.48	-0.38

A.5 Inhalt des digitalen Anhangs

Ordner	Inhaltsbeschreibung
<i>01_Literatur</i>	Verwendete Literatur dieser Arbeit.
<i>02_TeX</i>	Dieses Dokument sowie alle eingebundenen Abbildungen.
<i>03_Messungen</i>	Dokumente der Vorbereitung und der Messung. Unterkategorien: Ethikantrag, Messprotokoll
<i>04_Daten_Messungen</i>	Daten der Referenzmessung. Unterkategorien: Rohdaten, Einzelschritte, Ausgewertet
<i>05_Skripte_Datenauswertung</i>	MATLAB Skripte zur Auswertung der Messdaten. Die Dokumentation ist anhand von Kommentaren im Code durchgeführt.
<i>06_Skripte_Parameteridentifikation</i>	MATLAB Skripte zur Parameteridentifikation der Modelle. Die Dokumentation ist anhand von Kommentaren im Code durchgeführt. Unterkategorien: Multisolver, Auswertung
<i>07_Daten_Parameteridentifikation</i>	Daten der Ergebnisse der Parameteridentifikation. Unterkategorien: ap_Achse, pd_Achse, Sagittalebene
<i>08_Praesentationen</i>	Folien des Zwischen- und Abschlusskolloquiums